

Aus der
Klinik für Kleintiere
der Veterinärmedizinischen Fakultät der Universität Leipzig

**Die physiologische dreidimensionale Schultergelenkskinematik beim Hund:
Eine röntgenkinematographische Studie**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Grades eines
Doctor medicinae veterinariae (Dr. med. vet.)
durch die Veterinärmedizinische Fakultät
der Universität Leipzig

eingereicht von

Jan Klasen

aus Speyer

Leipzig, 2019

Mit Genehmigung der Veterinärmedizinischen Fakultät der Universität Leipzig

Dekan: Prof. Dr. Walter Brehm

Betreuer: Prof. Dr. Peter Böttcher

Gutachter: Prof. Dr. Peter Böttcher, Klinik für Kleintiere,
Veterinärmedizinische Fakultät, Universität Leipzig

PD Dr. Johann Maierl, Lehrstuhl für Anatomie, Histologie und
Embryologie, Tierärztliche Fakultät, LMU München

Tag der Verteidigung: 26.03.2019

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Literaturübersicht	2
2.1	Anatomie des kaninen Schultergelenks	2
2.1.1	Topografische Anatomie	2
2.2	Funktionelle Anatomie des kaninen Schultergelenks	4
2.2.1	Physiologische Funktion	4
2.2.2	Pathologische Funktion	7
2.3	Kinematik.....	8
2.3.1	Begriffserklärung	8
2.3.2	Entwicklung und Methoden	8
2.3.3	Beim Hund durchgeführte kinematische Untersuchungen	18
2.3.4	Aktueller Wissensstand zur kaninen Schultergelenkskinematik	21
2.3.5	Kinematische Untersuchungen am humanen und kaninen Schultergelenk	26
3	Material und Methoden	29
3.1	Tiermaterial	29
3.2	Implantation der Röntgenmarker und Computertomographie	31
3.3	Nachkontrolle und Gewöhnung an das Laufband.....	33
3.4	Aufbau der Laufband-Röntgeneinheit.....	34
3.5	Einstellungen Röntgengeräte und Vorversuch am Kadaver.....	35
3.6	Fluoroskopisch-kinematographische Datenerfassung	36
3.6.1	Kalibrationsaufnahmen	38
3.6.2	Entzerrung	39
3.6.3	Kalibration im Raum und Kamerapositionen	40
3.6.4	Digitalisieren der Bewegungsdaten.....	41
3.6.5	Filtern der Bewegungsdaten	42
3.7	Dreidimensionale Computeranimation des Schultergelenks anhand von Kinematikdaten .	43
3.7.1	Markerpositionen.....	43
3.7.2	3D-Modelle.....	43
3.7.3	Import in Maya	45
3.8	Quantitative Auswertung der Schultergelenkskinematik	46
3.8.1	3D-Kinematik und Koordinatensystem	46
3.8.2	Aufklappen des Gelenks im Röntgenvideo.....	48
3.8.3	Datenanalyse	49
4	Ergebnisse	51

Inhaltsverzeichnis

4.1	Hangbeinphase	51
4.1.1	Rotation	51
4.1.2	Translation	55
4.2	Stützbeinphase	59
4.2.1	Rotation	59
4.2.2	Translation	64
4.2.3	Tabellarische Ergebnisübersicht der sechs Freiheitsgrade	68
4.2.4	Bewegungen in Beziehung zueinander	69
4.2.5	Quantifizierung der subchondralen Gelenkspaltbreite	71
5	Diskussion	75
5.1	Ergebnisdiskussion	75
5.1.1	Rotation	75
5.1.2	Translation	79
5.1.3	Kaudales Aufklappen des Schultergelenks	80
5.2	Methodik	82
5.2.1	Heterogenität der Probandengruppe	82
5.2.2	Populationsgröße	83
5.2.3	Unilaterale vs. bilaterale Schultergelenksstudie	83
5.2.4	Fortbewegungsart bzw. -geschwindigkeit	84
5.2.5	Bewegung auf dem Laufband	84
5.2.6	Arthrodesewinkel	85
5.2.7	Genauigkeit der fluoroskopsichen Ganganalyse	85
6	Zusammenfassung	89
7	Summary	91
8	Literaturverzeichnis	93

Abkürzungsverzeichnis

2D	Zweidimensional
3D	Dreidimensional
BV	Bildverstärker
CT	Computertomographie
DRR	Digitally reconstructed radiographs
FPS	Frames per second
HU	Hounsfield Unit
KI	Konfidenzintervall
ROM	Range of motion
SD	Standard deviation (Standardabweichung)
TTA	Tibial tuberosity advancement

1 Einleitung

Verletzungen sowie degenerative Erkrankungen des kaninen Schultergelenks sind sehr häufige Ursachen für Vorderhandlahmheiten des Hundes (BARDET 1998, COGAR et al. 2008). Insbesondere bei Sport- und Agility Hunden sind sie für knapp ein Viertel der Vorderhandgelenkslahmheiten verantwortlich (CULLEN et al. 2013). So zeigen Hunde mit Vorderhandlahmheiten zu 40 – 60 % computertomographische Befunde in einem oder beiden Schultergelenken (LANDE et al. 2014). Genaue Diagnosen zu treffen, sowie diese mit objektiven Befunden zu belegen, erweist sich in der Praxis jedoch als schwer (BARDET 1998, COGAR et al. 2008, MADDOX et al. 2013).

Das Schultergelenk ist das beweglichste aller Hauptgliedmaßengelenke (MARCELLIN-LITTLE et al. 2007). Es erlangt seine passive Stabilität maßgeblich durch die Gelenkkapsel und die glenohumeralen Bänder. Eine aktive Stabilisierung gewährleisten die periartikulären Muskeln (SIDAWAY et al. 2004), zu denen neben dem M. biceps brachii die Muskeln der Rotatorenmanschette gehören (MARCELLIN-LITTLE et al. 2007, PUTZ et al. 2005). Schäden dieser Strukturen führen häufig zu glenohumeraler Instabilität (SIDAWAY et al. 2004), welche die häufigste Ursache für Schultergelenkslahmheiten beim Hund darstellt (BARDET 1998). Ein Verständnis der physiologischen Gelenkskinematik kann helfen, die Ätiologie verschiedener Schultergelenkserkrankungen besser zu begreifen und dadurch neue Ansätze zur Prävention und Behandlung zu schaffen (GRAY et al. 2005). In dieser Arbeit soll deshalb die physiologische Gelenkskinematik des kaninen Schultergelenks untersucht werden, um als Referenz für nachfolgenden klinische Studien zu dienen. Da die auf Hautmarkern basierende Videoanalyse auf Grund der Hautverschiebung zu ungenau für eine detaillierte Darstellung der dreidimensionalen Gelenkkinematik ist (BAUMAN et al. 2010, SCHWENCKE et al. 2012), kommt die Röntgenkinematographie zur Anwendung, welche deutlich präzisere Ergebnisse liefert (GATESY et al. 2010). Diese hohe Präzision erscheint notwendig, da beim Menschen bereits geringe Abweichungen ausreichen um ein Schultergelenk als instabil zu klassifizieren, was negative Auswirkungen auf die Gelenkgesundheit haben kann (BALG et al. 2007).

2 Literaturübersicht

2.1 Anatomie des kaninen Schultergelenks

2.1.1 Topografische Anatomie

Das Schultergelenk ist nach seiner Form ein freies Kugelgelenk. Der Humeruskopf (*Caput humeri*) artikuliert mit der deutlich kleineren, konvexen Gelenksfläche der Skapula (*Cavitas glenoidalis*) (KÖNIG et al. 2004). Die *Cavitas glenoidalis* wird durch das, aus Faserknorpel und zirkulär verlaufenden, kollagenen Fasern bestehende, Labrum glenoidale erweitert (BARTHEL et al. 2003). Durch kollagene und elastische Fasern wird die weite Gelenkkapsel medial und lateral verstärkt und es entsteht eine für die Stabilisierung des Gelenks wichtige, innere Kapselwandverstärkung (CRAIG et al. 1980, VASSEUR et al. 1982). Die Gelenkkapsel wird von den Sehnen der Muskeln der Rotatorenmanschette durchzogen. Dies sind *medial M. subscapularis* und *M. coracobrachialis* sowie *lateral M. supraspinatus*, *M. infraspinatus* und *M. teres minor* (BARDET 1998). Das *laterale* und *mediale glenohumerale Ligament* haben entscheidenden Einfluss auf die Schultergelenksstabilität (CRAIG et al. 1980, SIDAWAY et al. 2004, VASSEUR et al. 1982). Das Schultergelenk wird zusätzlich *medial* von der Endsehne des *M. subscapularis* und *lateral* von der des *M. infraspinatus* unterstützt (NICKEL et al. 2001). Die Sehne des *M. biceps brachii* trägt zur passiven Stabilität des glenohumeralen Gelenks bei, wohingegen die Sehne des zuvor genannten *M. infraspinatus* hauptsächlich zur aktiven Stabilisierung dient (SIDAWAY et al. 2004). Durch diese Verstärkungen ist es in seiner Funktion ein Wechsel- oder Walzengelenk (KÖNIG et al. 2004).

2.1.1.1 Die lateralen Schultermuskeln

Der *M. supraspinatus* entspringt an der *Spina scapulae* sowie in der *Fossa supraspinata* und zieht zum *Tuberculum majus humeri* (NICKEL et al. 2001). Er wirkt als Fixator und Strecker des Schultergelenks und hilft das Körpergewicht zu tragen (NICKEL et al. 2001)(siehe Abbildung 1).

Der *M. infraspinatus* ist deutlich sehniger als der *M. supraspinatus*. Er entspringt in der *Fossa infraspinata* und der *Spina scapulae* und inseriert auch am *Tuberculum majus humeri* (NICKEL et al. 2001). Er übernimmt, wie oben erwähnt, die Rolle des lateralen Seitenbands des glenohumeralen Gelenks. Zusätzlich ist er Strecker des Schultergelenks und kann bei starker Beugung auch als Beuger fungieren. Desweiteren hilft er bei der Supination des *Humerus* (NICKEL et al. 2001).

Der *M. deltoideus* oder Deltamuskel besteht aus zwei Teilen. Der *Pars scapularis* hat seinen Ursprung an der *Spina scapulae*, der *Pars acromialis* am *Akromion*. Beide Teile inserieren an der *Tuberositas deltoidea* des *Humerus* (NICKEL et al. 2001). Seine Aufgabe ist das Beugen des Schultergelenks und die Abduktion der Vordergliedmaße (NICKEL et al. 2001).

Der *M. teres minor* ist ein kleiner, runder Muskel. Er entspringt distal am *Margo caudalis* der *Skapula* und inseriert an der *Facies teres* des *Humerus*. Er dient als Beuger des Schultergelenks (NICKEL et al. 2001).

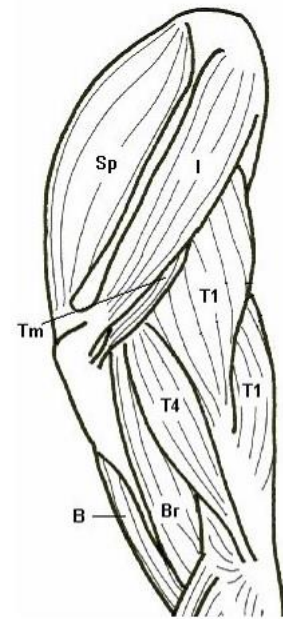


Abbildung 1: Sp: *M. supraspinatus*; I: *M. infraspinatus*; Tm: *M. teres maj.*; T1-4: *M. triceps brachii*; B: *M. biceps brachii*; Br: *M. brachialis* (modifiziert aus Nickel et al. 2001)

2.1.1.2 Die medialen Schultermuskeln

Der *M. teres major* entspringt, wie der *M. teres minor*, am kaudalrand der *Skapula* und steht dabei in Verbindung mit dem *M. subscapularis* (NICKEL et al. 2001). Er inseriert an der *Tuberositas teres major* des *Humerus*, wo er sich mit der Endsehne des *M. latissimus dorsi* verbindet (KÖNIG et al. 2004)(siehe Abbildung 2).

Der *M. subscapularis* ist ein sehnig durchsetzter und gefiederter Muskel, welcher in der gesamten *Fossa subscapularis* entspringt. Er inseriert am *Tuberculum minus* des *Humerus* und übernimmt die Rolle des medialen Kollateralbandes des glenohumeralen Gelenks (NICKEL et al. 2001). Neben seiner Aufgabe als Seitenband wirkt der Muskel auch als Strecker des Schultergelenks, wobei er in Beugstellung auch zum Beugen beitragen kann (NICKEL et al. 2001).

Der *M. coracobrachialis* entspringt am *Processus coracoideus*

der *Skapula* und zieht schräg über die mediale Seite des Schultergelenks um kраниomedial am *Humerus* an der *Crista tuberculi minoris* zu inserieren (KÖNIG et al. 2004). Er dient als Strecker des Schultergelenks, sowie als Vor- und Einwärtsführer des *Humerus* (NICKEL et al. 2001).

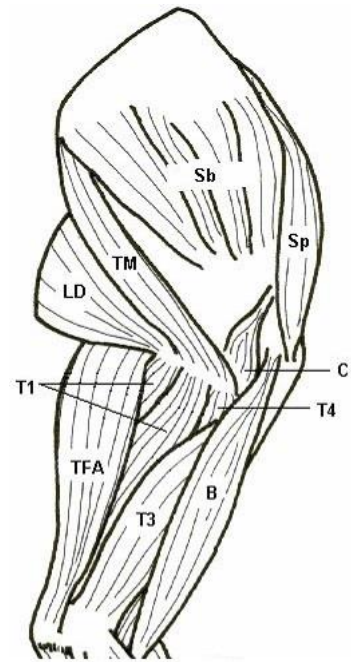


Abbildung 2: Sb: *M. subscapularis*; Sp: *M. suprascapularis*; TM: *M. teres major*; LD: *M. latissimus dorsi*; C: *M. coracobrachialis*; T1-4: *M. triceps brachii*; TFA: *M. tensor fascii antebrachii*; B: *M. biceps brachii* (modifiziert aus Nickel et al. 2001)

2.2 Funktionelle Anatomie des kaninen Schultergelenks

2.2.1 Physiologische Funktion

Das Schultergelenk ist zu vielen verschiedenen Bewegungen fähig. Die Hauptbewegungen sind Flexion und Extension, jedoch sind auch Adduktion, Abduktion sowie Pronation und Supination möglich (TOBIAS et al. 2013). Die Angaben zu den Winkeln sind in der Literatur realtiv breit gestreut. Der normale Bewegungsumfang für Hunde reicht nach RAUSCHER (1986) und TOBIAS et al. (2013) von 57° Flexion bis 165° Extension. RAUSCHER (1986) gibt bei dem

Deutschen Schäferhund eine maximale Streckung von 138° an, wohingegen MAI (1995) 145° nennt. Bei Dobermann und Deutscher Dogge wurden 149° gemessen, beim Rauhaarteckel maß RAUSCHER (1986) 128° bzw. MAI (1995) 146°. Beim Langhaarteckel maß RAUSCHER (1986) 115° und MAI (1995) 142°. Die beiden letztgenannten Autoren untersuchten auch den gesamten Bewegungsumfang. So gab RAUSCHER (1986) ihn mit durchschnittlich 91° beim Schäferhund, 76° und 66° bei Rauh- und Langhaarteckel, 90° bei der Deutschen Dogge und 98° beim Dobermann an. MAI (1995) gab 108° bei Rauh- und Langhaarteckel an. Die Abduktion kann bis zu 60° betragen (KÖNIG et al. 2004). Laut COOK et al. (2005) beträgt die Abduktion bei gesunden Schultern, je nach Messmethode, jedoch nur $32.6 \pm 2.0^\circ$ bzw. $30.9 \pm 2.31^\circ$, sie beziehen sich dabei auf die Abduktion bei gestrecktem Gelenk. Bei instabilen Schultergelenken wurden Abduktionswinkel von ca. 54° gemessen.

Im Schritt wird jedoch nur ein kleiner Teil des gesamten Bewegungsumfangs genutzt (KINZEL et al. 1976, P. K. SCHERRER 1979). So geben letztgenannte Autoren einen Bewegungsumfang für die Flexion/Extension von weniger als 30° an. Die Abduktion/Adduktion bzw. Pronation/Supination liegen bei weniger als 10°.

Das glenohumerale Gelenk wird von mehreren statischen und dynamischen Mechanismen und Strukturen stabilisiert (TOBIAS et al. 2013). Zu den statischen Stabilisierungsmechanismen gehören die Konkavität des Gelenks in Kombination mit der Kongruenz der beteiligten Gelenksflächen, die medialen und lateralen, glenohumeralen Bänder, die Kompression der Gelenksflächen, das *Labrum glenoidale*, welches die *Cavitas glenoidalis* erweitert und Adhäsions-/Kohäsionskräfte, welche durch die geringe Menge an *Synovia* entstehen (BARDET 1998, COGAR et al. 2008, GOHLKE 2000). Die Kollateralbänder spielen eine substantielle Rolle bei der Stabilisierung des Schultergelenks (CRAIG et al. 1980, VASSEUR et al. 1982). Wenn die Kollateralbänder durchtrennt werden, resultiert dies in einem signifikanten Verlust an Stabilität, zudem lässt sich das Schultergelenk bei intakten Kollateralbändern nicht leicht luxieren (VASSEUR et al. 1982).

Durch die Konkavität der *Cavitas glenoidalis* und die Konvexität des Humeruskopfes passen die Gelenksflächen weitestgehend kongruent ineinander. Dadurch erhält das Gelenk eine hohe Widerstandskraft gegen translationale, also verschiebende Kräfte (BARDET 1998, GRAY et al. 2005).

Die Menge der *Synovia* im Schultergelenk ist begrenzt und relativ niedrig (MATSEN et al. 1991).

Gleichzeitig ist der Gelenksraum durch die, von den glenohumeralen Bändern verstärkte, Kapsel verschlossen. Dies sorgt dafür, dass sich die Gelenksflächen nicht sehr weit voneinander entfernen können, da dann der entstehende Unterdruck eine weitere Distraction der Gelenksflächen verhindert (BARDET 1998). Dieser Effekt wird durch den physiologischen, leicht negativen Druck des Gelenks verstärkt (LEVICK 1983).

Durch einen gleichmäßigen, dünnen Film von *Synovia* zwischen den Gelenksflächen kommen des weiteren Adhäsions- und Kohäsionskräfte zum Tragen, welche einer Distraction ebenfalls entgegenwirken (GRAY et al. 2005). Dabei handelt es sich bei Adhäsion um Anziehungskräfte zwischen Molekülen in der Flüssigkeit und der Gelenksfläche und bei Kohäsion um Anziehungskräfte zwischen den Molekülen der Flüssigkeit untereinander (GRAY et al. 2005).

Durch kleine Abweichungen in der Kongruenz von Humeruskopf und skapulärer Gelenksfläche welche besonders im Stand für eine unausgeglichene Belastung sprechen, kann der Kohäsions/Adhäsionseffekt limitiert werden (GRAY et al. 2005).

Zu den aktiven oder dynamischen Stabilisatoren zählen *M. infraspinatus*, *M. supraspinatus*, *M. subscapularis* und *M. teres minor*. Ebenfalls eine Rolle spielen dabei *M. biceps brachii*, *M. triceps brachii caput longum*, *M. deltoideus*, *M. teres major* und *M. coracobrachialis*.

Durch sie ist es möglich mit selektiven und koordinierten Muskelkontraktionen auf Kräfte zu reagieren die durch das Halten des Körpergewichts und bei der Fortbewegung entstehen und die Hauptbelastung im Mittelpunkt des glenohumeralen Gelenks zu balancieren (S. LIPPITT et al. 1993, TOBIAS et al. 2013). Desweiteren sorgen die Muskeln für den Großteil an Kompression von skapulärer und humeraler Gelenksfläche (MATSEN et al. 1991).

Reflexbögen zwischen Nervenfasern in der Gelenkskapsel und den oben genannten Muskeln helfen die aktiven Stabilisierungsmechanismen zu steuern (GUANCHE et al. 1995, SOLOMONOW et al. 1996). Durch die Reflexbögen entsteht ein synergistischer Effekt im Zusammenspiel von ligamentösen Strukturen und Muskeln bei der Erhaltung der Gelenksstabilität (GRANDIS et al. 2007, GUANCHE et al. 1995). Die Ligamente des Schultergelenks haben also nicht nur eine mechanische, sondern auch eine sensorische Funktion (GRANDIS et al. 2007).

2.2.2 Pathologische Funktion

Das Schultergelenk ist das beweglichste aller Hauptgliedmaßengelenke (MARCELLIN-LITTLE et al. 2007). Es erlangt seine Stabilität durch die Gelenkkapsel, die glenohumeralen Bänder und die dem Gelenk anliegenden Muskeln (SIDAWAY et al. 2004). Schäden dieser Strukturen führen laut SIDAWAY et al. (2004) häufig zu glenohumeraler Instabilität, welche die häufigste Ursache für Schultergelenkslahmheiten beim Hund darstellt (BARDET 1998).

Beim Menschen zeigt sich eine klinische Instabilität des Schultergelenks durch erhöhte glenohumerale Translation, welche von einer minimalen Instabilität bis zu einer weiten Dislokation reichen kann (DOUKAS et al. 2001). Diese Bewegungen kommen auch beim Hund vor und können, mithilfe der in dieser Dissertation angewandten Stereofluoroskopie, sehr präzise gemessen werden. Die translationale Bewegung kommt zustande, wenn der Humeruskopf nicht richtig in der *Cavitas glenoidalis* sitzt, also ein Verlust der sog. Konkaven Kompression vorliegt (KUNKEL et al. 2008).

Das *Labrum glenoidale* vergrößert das Glenoid und umschließt den Humeruskopf ein Stück weit. Beim Menschen reduziert sich die glenohumerale Kompression, in vitro, bei Resektion des *Labrum glenoidale* um 20% (S. B. LIPPITT et al. 1993). Die glenohumeralen Bänder sowie die Gelenkkapsel müssen also intakt sein, um ein festes Gelenk zu gewährleisten. Auch die Schultermuskeln halten das Gelenk zusammen und sorgen für eine aktive Kompression (MATSEN et al. 1991). Zusätzlich wird die Stabilität des Schultergelenks durch die skapulohumerale Balance gewährleistet (S. LIPPITT et al. 1993). Sie beschreibt eine dynamische Ausrichtung des glenohumeralen Gelenks welche so statt findet, dass die Kraft welche vom Boden auf den Körper wirkt, immer im Bereich der *Cavitas glenoidalis* übertragen wird (S. LIPPITT et al. 1993). SIDAWAY et al. (2004) zeigten in einer in vitro Studie, dass die kraniale, mediale und laterale Translation des Humerus bei einer Durchtrennung der Sehne des *M. biceps brachii* signifikant zunahm. Dies war vor allem in einer neutralen Stellung des Schultergelenks festzustellen. In Flexion nahm die Translation ebenfalls in alle genannten Richtungen zu, jedoch nicht in der gleichen Größenordnung.

Die Durchtrennung der Sehne des *M. infraspinatus* führte zwar zu einer erhöhten Translation, die Veränderungen waren jedoch nicht signifikant. Dies führen die Autoren darauf zurück, dass der *M. infraspinatus* zwar eine wichtige Rolle bei der Stabilisierung des Schultergelenks hat, diese jedoch aktiv und nur im lebenden Tier funktioniert (SIDAWAY et al. 2004).

Die Durchtrennung des medialen glenohumeralen Ligaments mit der medialen Gelenkscapsel führte bei allen 81 getesteten Schultergelenken zu einer medialen Luxation des Humeruskopfes. Es wurden keine genauen Daten bezüglich der Translation ausgewertet. Zusammenfassend kann jedoch gesagt werden, dass die Autoren in ihrer Studie gezeigt haben, dass die Stabilität des Schultergelenks bei Beschädigung einer der oben genannten Strukturen (mit Ausnahme des *M. infraspinatus*, da dies aufgrund seiner Funktion als aktiver Stabilisator, nicht in einem in vitro Versuch aufzuzeigen ist) signifikant abnimmt. Im Falle der Sehne des *M. biceps brachii* ist dies deutlich an einer erhöhten Translation des Humeruskopfes festzustellen, welche sich röntgenologisch auch in vivo nachweisen lässt.

2.3 Kinematik

2.3.1 Begriffserklärung

Die Kinematik (altgriech. κίνημα kinema ‚Bewegung‘, von κινεῖν kinein ‚bewegen‘) ist die Lehre der Bewegung von starren Körpern und Punkten im Raum. Es wird dabei nicht auf die wirkenden Kräfte (Muskelkraft etc.) eingegangen, dies fällt in das Themengebiet der Kinetik. Im Fokus dieser Arbeit steht ausschließlich die Kinematik.

2.3.2 Entwicklung und Methoden

Die ersten Beobachtungen zur Fortbewegung der Tiere verfasste der Italiener BORELLI (1679) in Rom. Sie wurden im Jahr 1679, unter dem Titel „De motu animalium“, veröffentlicht. Borelli galt mit seinen Untersuchungen, die sich hauptsächlich auf die Muskelbewegung und Bewegung von Tieren konzentrierten, als Pionier der Biophysik (BORELLI 1679).

Erste wissenschaftliche Bewegungsanalysen wurden Ende des 19. Jahrhunderts durchgeführt. Schon im Jahr 1885 führten BRAUNE et al. (1885) eine Untersuchung der Gelenksmechanik am Vorderarm des Menschen durch. Sie hoben sich von früheren, sowie etlichen nachfolgenden Kollegen ab, indem sie die biomechanische Bewegung des Körpers erstmals als ein Zusammenspiel mehrerer starrer Körper, i.e. der Knochen, definierten. Dies machte es möglich, nicht nur die Bewegung verschiedener Punkte eines Körpers zu untersuchen, sondern

daraus die Bewegung des gesamten starren Körpers bzw. Knochens in alle sechs Freiheitsgrade zu schlussfolgern. Um die Bewegung eines starren Körpers zu untersuchen ist es ausreichend, die Bewegung von drei, an ihm angebrachten, Punkten zu messen. Daraus lässt sich anschließend die genaue Bewegung des Körpers errechnen. Einige Jahre später veröffentlichten letztgenannte Autoren mit „Der Gang des Menschen“ eine Arbeit über die photogrammetrische Untersuchung des menschlichen Gangs. Bei der Photogrammetrie werden die Position, respektive die Positionsveränderung eines Objektes, durch mehrere Fotografien bzw. Messbilder aus verschiedenen Positionen bestimmt. Diese Methode stellt die Grundlage der später angewandten Röntgenphotogrammetrie dar welche auch im 21. Jahrhundert noch eine der präzisesten Messmethoden zur Erfassung von Bewegungen ist (SELVIK 1974). BRAUNE et al. (1885) sind damit, auf dem Gebiet der Biomechanik, die ersten Forscher überhaupt, die die dreidimensionalen Koordinaten eines Objektes in Bewegung bestimmten (SELVIK 1974).

Deutlich subjektivere Messmethoden wandte SMITH (1891) an, indem er rein visuelle Ganganalysen beim Menschen durchführte und logisch deduzierte welche Muskeln zu welchem Zeitpunkt der Bewegung beansprucht wurden.

Einige Jahre später unterteilte BRADFORD (1897) das menschliche Gangbild, ebenfalls auf Basis visueller Untersuchungen, in verschiedene Gangtypen ein.

Resultierend aus den Arbeiten dieser Pioniere entwickeln sich bis heute zahlreiche neue Methoden zur Bewegungsanalyse. Die entstehenden Techniken erlaubten es zunehmend objektive Daten zu sammeln. Darüber hinaus erhöhte sich die Präzision der Messungen, was maßgeblich auf der Datenerfassung in der dritten Dimension beruht. Mit zunehmender Digitalisierung sank der Arbeitsaufwand rapide und das Sammeln umfangreicher Datenmengen größerer Versuchspopulationen wurde praktikabel (OSTGAARD et al. 1997).

Im Folgenden werden die verschiedenen Methoden der kinematischen Ganganalyse vorgestellt. Das Themengebiet der Kinetik wird nicht beschrieben.

2.3.2.1 Makroskopisch visuelle Beobachtung

Die technisch einfachste Methode der Ganganalyse besteht in der Beobachtung mit dem bloßen Auge. Dieser Methode verdanken wir jedoch wichtige Erkenntnisse, wie die Einteilung

in verschiedene Gangtypen (BRADFORD 1897). Später machte es die Videotechnik möglich Bewegung in Zeitlupe zu studieren und den Beobachtungsfehler ein Stück weit zu reduzieren (STEWART 1939, STEWART 1937). So untersuchte Stewart in den dreißiger Jahren des 20. Jahrhunderts die Auswirkungen der Durchtrennung verschiedener Muskeln an den Hintergliedmaßen von Kaninchen auf deren Gangbild (STEWART 1939, STEWART 1937). Größter Nachteil dieser Methode ist die starke Subjektivität der Ergebnisse und mangelnde Einsicht in die dritte Dimension.

2.3.2.2 *Elektrogoniometrie*

Nachdem im Jahr 1960 ein Gerät zur Messung von Winkeln von Gelenken patentiert wurde, (Pat. No. US3020639 A) folgten in den Jahren darauf mehrere Studien die sich dieser Technik bedienten. Es handelte sich um das Elektrogoniometer. Es wird verwendet um reproduzierbar und mit einer Genauigkeit von 1° Winkeländerungen zu messen. Es besteht aus zwei an den Körper des Probanden anzuschließenden Rohren, welche über ein Potentiometer miteinander verbunden sind. Das Potentiometer misst nun den Grad der Beugung und leitet diesen zur Auswertung weiter.

Bereits ein Jahr nach Patentierung des Gerätes untersuchten FINLEY et al. (1961) die Knie – sowie Sprunggelenksbewegung von gesunden Menschen im Gang. Zusätzlich wurden die Analysen an Probanden durchgeführt, welche einen pathologischen Gang aufwiesen.

2.3.2.3 *Photogrammetrie*

Bei der Photogrammetrie wird die Position respektive die Positionsveränderung eines Objektes durch mehrere Fotografien bzw. Messbilder bestimmt. Diese Technik kann mittels auf die Haut aufgebrachte Marker verbessert werden (DECAMP et al. 1993, OWEN et al. 2004). Die Verfolgung von Objekten wird so einfacher. WINTER (1979) nutzte diese Technik mit Markern um die Beinbewegung des Menschen zu untersuchen. Während sich eine Versuchsperson fortbewegte wurden die Positionen der Marker mit einer Videokamera aufgezeichnet um dann später am Computer digitalisiert und ausgewertet zu werden. Da lediglich eine Kamera zur Bestimmung der Markerpositionen genutzt wurde, konnte nur eine

zweidimensionale Rekonstruktion der Bewegung stattfinden.

Die Stereophotogrammetrie ist die erste Weiterentwicklung der Photogrammetrie. Durch das Anfertigen von Fotografien eines Objektes in Bewegung aus zwei Winkeln gleichzeitig wurde die Positionsbestimmung in der dritten Dimension möglich. Von außerordentlicher Wichtigkeit ist hierbei die Synchronisierung der Aufnahmen, sodass gewährleistet wird, dass zwei Aufnahmen aus verschiedenen Winkeln zeitgleich entstehen.

BRAUNE et al. (1885) veröffentlichten mit „Der Gang des Menschen“ eine Arbeit über die photogrammetrische Untersuchung des menschlichen Gangs. Diese Methode stellt die Grundlage der später angewandten Röntgenphotogrammetrie dar, welche auch im 21. Jahrhundert noch eine der präzisesten Messmethoden zur Erfassung von Bewegungen ist (Selvik 1974). BRAUNE et al. (1885) sind damit auf dem Gebiet der Biomechanik die ersten Forscher überhaupt, die die dreidimensionalen Koordinaten eines Objektes in Bewegung bestimmten (Selvik 1974).

2.3.2.4 Laser

Im Zeitraum in dem auch diese Arbeit entsteht veröffentlichten FRENKEN et al. (2014) eine Studie über laserbasierte Ganganalyse. Diese Technik machte es möglich, nicht nur auf implantierte Marker zu verzichten, sondern auch auf die Röntgenstrahlung. Mit einer Genauigkeit von 3cm bei der Messung von Schrittlängen ist diese Technik jedoch um ein vielfaches weniger präzise als die Stereoröntgenphotogrammetrie. Sie ist damit nicht für die Erfassung von Mikrobewegungen geeignet, sondern dient einer niedriger aufgelösten, aber objektiven Diagnostik bei geriatrischen Patienten sowie der Evaluierung von Rehabilitationsprogrammen (FRENKEN et al. 2014).

2.3.2.5 Röntgenphotogrammetrie und Stereoröntgenphotogrammetrie

TREVISI (1963) beschrieb erstmals den Einsatz der Röntgenphotogrammetrie zur Untersuchung der Gelenksmechanik. Diese Technik funktioniert im Prinzip wie die ursprüngliche

Photogrammetrie: die Positionsveränderung eines Objektes wird durch das Anfertigen mehrerer Fotos aufgezeichnet. Hierbei werden in diesem Fall an Stelle von Lichtbildern Röntgenbilder angefertigt.

Einige Jahre später entwickelte SELVIK (1974) das erste System der Stereoröntgenphotogrammetrie, über die er 1974 in einem Buch berichtete und erst 1989 die erste Studie dazu veröffentlichte. Der Unterschied zur einfachen Röntgenphotogrammetrie besteht darin, dass die Aufnahmen aus zwei Winkeln gleichzeitig getätigt werden. Intraossär angebrachte Marker dienten als eindeutige Bezugspunkte für die Knochen, deren Bewegung er untersuchte. Der Proband bewegte sich vor zwei Röntgensystemen welche hinter dem Bildverstärker je eine Kamera zur Aufzeichnung von Durchleuchtungsvideos hatten. Durch die synchrone Aufzeichnung der Bewegung aus zwei verschiedenen Winkeln wurde es möglich die Position der Knochen auch in der dritten Dimension zu bestimmen. Hierdurch konnten sowohl Rotation als auch Translation nicht nur deutlich genauer bestimmt werden, sondern auch in der Adduktion sowie Abduktion gemessen werden.

Es muss jedoch erwähnt werden, dass die Anfänge der (Stereo-)Röntgenphotogrammetrie nicht darin bestanden Videos mit einer hohen Bildzahl/Sekunde zu erzeugen, sondern lediglich darin mehrere Einzelaufnahmen zu anzufertigen (SELVIK 1974).

Es wurde jedoch bereits in den 70er Jahren die Weiterentwicklung zur Videokinematographie vollzogen.

2.3.2.6 Videokinematographie und Röntgenvideokinematographie

Die Videokinematographie bzw. Röntgenvideokinematographie funktioniert nach dem selben Prinzip wie die Röntgenphotogrammetrie und stellt eine Weiterentwicklung dieser dar. Anstatt, wie anfänglich bei der Röntgenphotogrammetrie, werden jedoch keine einzelnen Aufnahmen getätigt. Stattdessen wird direkt von einem Videosystem ausgegangen. Dieser Aufbau bietet deutlich mehr Bilder pro Zeiteinheit und folglich, deutlich detailliertere Informationen zur Bewegung.

Die Videokinematographie kann mit oder ohne Markern durchgeführt werden. Bei der ursprünglichen Videokinematographie werden Marker auf die Haut aufgebracht. Für bessere Detektion dieser Marker werden mittlerweile meist Infrarotkameras zusammen mit reflektierenden Markern genutzt (DeCAMP et al. 1993, HOLLER et al. 2010). Zusätzlich werden

die reflektierenden Marker von einer Infrarotlichtquelle angeleuchtet. Mehrere Kameras zeichnen die Bewegung simultan auf um eine Bewegungsanalyse in allen drei Dimensionen zu ermöglichen (HOLLER et al. 2010). Die Bildwiederholungszahl der Kameras hat ebenfalls zugenommen. Aktuelle Studien nutzen Infrarotkameras mit Aufnahmegeschwindigkeiten von

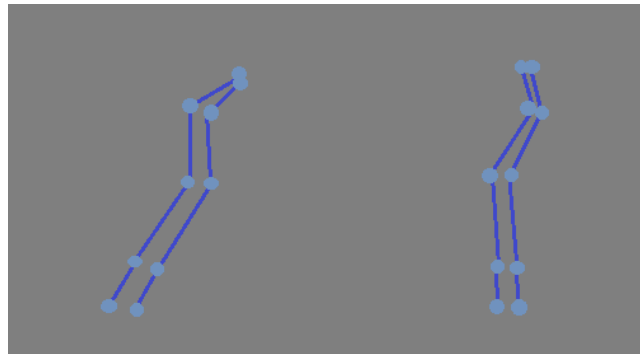


Abbildung 3: Hier sind stilisiert Vordergliedmaßen (rechts) und Hintergliedmaßen dargestellt. Die hellblauen Punkte repräsentieren die üblichen Anbringungspunkte der optischen Marker. Die dunkelblauen Linien stellen die Verbindungen zwischen diesen dar.

mehreren hundert Frames/Sekunde (BIRCH et al. 2013, GARCIA et al. 2014, JARVIS et al. 2013). Dadurch wird die zeitliche Auflösung deutlich erhöht und eine genauere und feinere Analyse auch dezenter Bewegungen möglich.

Die Positionierung der Hautmarker wird standardisiert vorgenommen (FISCHER et al. 2011). Dabei werden die Marker auf *Spina scapulae*, *Crista iliaca*, *Acromion*, *Trochanter major*, *Epicondylus lateralis humeri*, *Epicondylus lateralis femoris*, *Processus Styloideus ulnae*, *Malleolus lateralis fibulae* und *lateral* im Bereich der Metacarpal bzw. Metatarsalknochen aufgeklebt (siehe Abbildung 3).

Ein großer Vorteil der Videokinematographie gegenüber der Röntgenvideokinematographie besteht darin, dass das Untersuchungsfeld nicht durch die Größe des Röntgenbildverstärkers limitiert wird. Es ist also möglich die gesamte Bewegung eines Probanden auf einmal aufzunehmen. Darüber hinaus ist die Invasivität durch die nur oberflächliche Anbringung der Marker relativ gering.

Es ist jedoch zu erwähnen, dass die Benutzung von Hautmarkern zu starken Ungenauigkeiten und Artefakten aufgrund der Verschieblichkeit der Haut relativ zum Knochen führt (LEARDINI et al. 2005, SCHWENCKE et al. 2012). Dies ist besonders bei langhaarigen und fettleibigen Tieren, sowie Tieren mit sehr viel Haut, der Fall. Die Messergebnisse entsprechen also nur bedingt den Bewegungen der Knochen.

Die Röntgenvideokinematographie kann ebenfalls mit Markern durchgeführt werden. Bei diesen Markern handelt es sich meist um intraossär eingebrachte, röntgendichte Marker.

Darüber hinaus kann diese Methode, wie auch die Photogrammetrie und Röntgenphotogrammetrie, als mono-, bi- oder multiplanares System aufgesetzt werden. Dies

bedeutet, dass die Messaufnahmen aus ein, zwei oder mehreren Positionen aufgezeichnet werden. Die Verwendung von mehr als einer Aufnahmequelle macht es, wie bereits beschrieben, möglich Bewegungen auch in der dritten Dimension zu untersuchen.

Bei der Röntgenvideokinematographie bewegt sich der Proband meist auf einem Laufband. Auf einer Seite befindet sich eine Röntgenquelle, auf der gegenüberliegenden Seite der Bildempfänger. Am Bildempfänger wird das Signal mit einer Hochgeschwindigkeitskamera aufgegriffen und an einen Computer weitergegeben (siehe Abbildung 4).

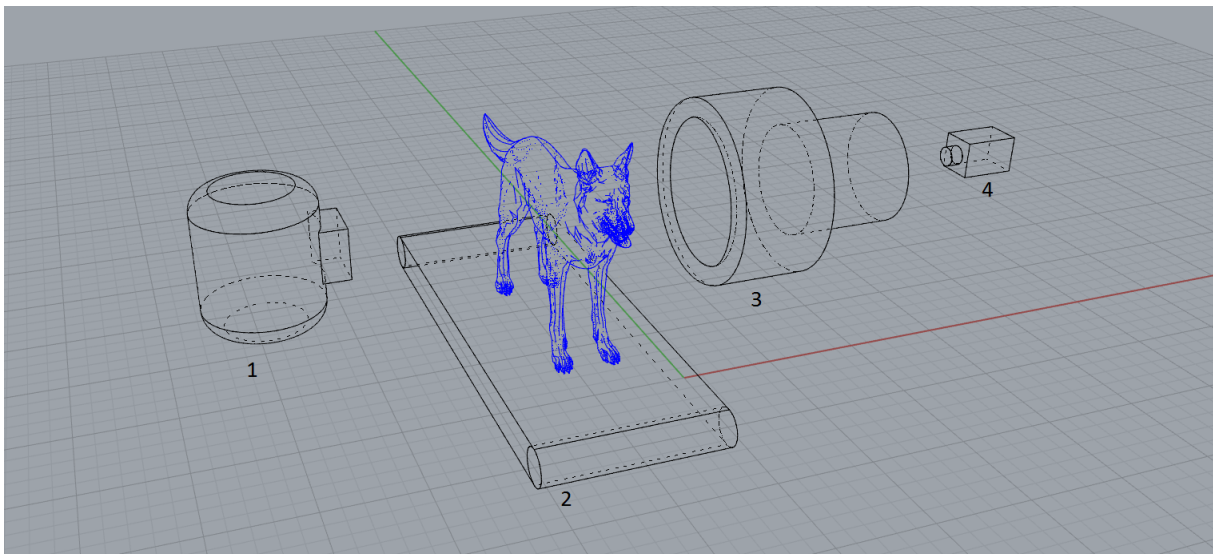


Abbildung 4: Schematische Darstellung einer monoplanaren Videofluoroskopieeinheit. 1: Röntgenstrahlenquelle; 2: Laufband mit Hund; 3: Bildverstärker (BV); 4: Hochgeschwindigkeitskamera zur Aufzeichnung des am BV entstehenden Bildes.

Bei bi- oder multiplanarem Aufbau sind zwei oder mehrere dieser Systeme in einem bestimmten Winkel zueinander angeordnet. Die Strahlengänge schneiden sich im zu untersuchenden Gebiet. Von großer Wichtigkeit ist bei der Verwendung von mehr als einem System die Synchronisierung der Aufnahmen. Um dies zu gewährleisten wird ein Signal zu Beginn der Aufnahme an alle Strahlenquellen, wie auch Kameras gleichzeitig gesendet.

Die bi- bzw. multiplanare, markerbasierte Röntgenvideokinematographie ist das kinematische Messverfahren für Lebewesen mit der höchsten Präzision. Es hat eine Bewegungsauflösung von 0,064 mm respektive 0,31° (TASHMAN et al. 2003).

Um die Fähigkeit bi-, oder multiplanarer Systeme Bewegung in allen drei Dimensionen zu messen nutzen zu können, ist es nötig mindestens drei Marker pro Knochen zu implantieren

(BRAINERD et al. 2010). Hierfür werden 0,8 mm große Tantalkugeln genutzt. Tantal ist ein ungiftiges Schwermetall, welches inert und bioverträglich ist. Da es sich um ein Metall mit einer hohen Ordnungszahl handelt ist es sehr röntgendicht. Im Gegensatz zu Hautmarkern ist die Positionierung nicht von herausragender Wichtigkeit. Es ist jedoch zu erwähnen, dass die Messungen umso genauer sind, je weiter die Marker voneinander entfernt liegen (BRAINERD et al. 2010). Darüber hinaus dürfen die Marker sich nicht auf einer Linie befinden, da die kinematische Analyse dann nur noch in zwei Dimensionen möglich wäre. Wenn möglich sollten die Marker nicht in Bereichen mit starker Bemuskelung eingebracht werden, da hierdurch zum einen die Implantation aufwendiger und invasiver ist und zum anderen Überlagerungen und schlechtere Erkennbarkeit die Folgen sein können. Die Marker werden unter Allgemeinanästhesie mit einer Knochenbiopsiestanze in die Kortex eingebracht. Hierzu wird direkt über der Implantationsstelle mit dem Skalpell eine kleine Hautinzision geschaffen und der Knochen freigelegt. Die Biopsiestanze wird manuell in die Kortex eingedreht. Sobald sie stabil sitzt wird in ihr Lumen das Tantalkügelchen eingebracht. Mit einem Stilett und einem kleinen Hammer wird der Marker dann vorsichtig in den Knochen eingeklopft. Es ist essentiell, dass die Marker fest im Knochen sitzen und nicht im Weichteil sitzen. Ist dies nicht der Fall kommt es zu Bewegungen des Markers relativ zum Knochen und wie bei der Videokinematographie mit Hautmarkern zu Bewegungsartefakten.

Aufgrund der Wölbung des Bildverstärkers und den Einwirkungen des Erdmagnetfeldes kommt es, besonders in den Randbereichen, zu einer Verzerrung des entstehenden Bildes (WANG et al. 2000). Durch das Röntgen eines Lochblechs (Grid) erkennt eine spezielle Software die Verzerrung für den jeweiligen Versuchsaufbau (Abstand zwischen Strahlenquelle und Bildverstärker, Winkel zueinander usw.). Mit diesen Informationen ist es der Software möglich die entstandenen Aufnahmen zu entzerren. Dieser Prozess muss für jede Untersuchung durchgeführt werden.

Zusätzlich ist es nötig mittels eines speziellen Kubus den Raum für die Messungen zu kalibrieren (siehe Abbildung 5). Dies ist nötig, da die Röntgensysteme bei jeder Messung geringfügig unterschiedliche Positionen haben und ermöglicht die genaue Positionsbestimmung der implantierten Marker im Raum. Zur Kalibrierung wird ein speziell aufgebauter Plexiglaskubus genutzt. Er besteht aus vier Scheiben mit je 16 röntgendichten

Markern, also insgesamt 64 Markern (Abbildung 5). Der Abstand zwischen den Markern wurde mittels hochpräziser Röntgentechnik vermessen und ist fix. Der Kubus muss so aufgestellt werden, dass eine bestimmte Anzahl der selben Marker auf den Bildern aller für die Messung genutzten Röntgensystemen sichtbar ist (BRAINERD et al. 2010).

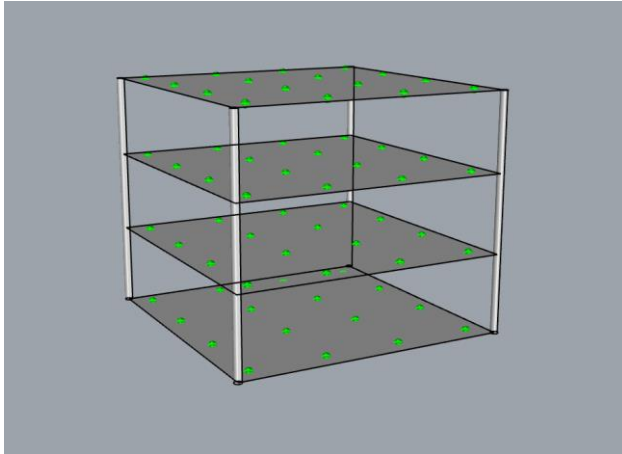


Abbildung 5: Schematisches Modell des Kalibrationskubus. Die dunkelgrauen Flächen stellen die Plexiglasscheiben dar. Die grünen Punkte repräsentieren die röntgendichten Tantalmarker welche in die Plexiglasscheiben eingelassen sind.

Wenn die Aufnahmen entzerrt und die Kalibration durchgeführt wurde kann das Tracking beginnen. Tracking beschreibt den Prozess in dem jeder Marker auf jedem Einzelbild der Röntgenvideos identifiziert und markiert wird. Dies kann entweder manuell oder automatisiert durchgeführt werden. Bei guter Videoqualität gibt es bezüglich der Präzision dieser Verfahren keinen signifikanten unterschied (BRAINERD

et al. 2010). Bei schlechten Kontrastverhältnissen aufgrund großer Muskelmassen stoßen die automatisierten Verfahren an ihre Grenzen und das Tracking muss manuell durchgeführt werden, was die benötigte Zeit um ein vielfaches erhöht. Wenn die Positionsdaten aller Marker zu jedem Zeitpunkt bestimmt sind, wird definiert welche Marker zu welchem Knochen gehören. Zusammen mit den genauen Implantationspositionen ergeben die Bewegungsdaten von mindestens drei Markern so die genaue Bewegung eines Knochens im Raum. Die Implantationspositionen werden einem vor der Auswertung angefertigten CT-Scan entnommen. Mit Hilfe der CT-Daten werden nun virtuelle 3D-Modelle der Knochen angefertigt. Zusammen mit den Bewegungsdaten lassen sich nun realitätsgetreue Animationen der bewegten Knochen und Gelenke erstellen. Durch die Anfertigung eines Koordinatensystems, welches sich, reproduzierbar, an bestimmten anatomischen Punkten der untersuchten Knochen orientiert, können nun Translations- wie Rotationsbewegungen genau quantifiziert werden.

Wie bereits erwähnt wird das Untersuchungsfeld durch die Größe des Röntgenbildverstärkers limitiert. Dies bedeutet, dass bei mittelgroßen Hunden meist nur ein Gelenk oder eine Gliedmaße untersucht werden kann. Darüber hinaus ist die Invasivität aufgrund von intraossären Markern und Strahlenexposition relativ hoch. Auch die Haltepersen wird der

Strahlung ausgesetzt.

Von großem Nutzen ist jedoch die Tatsache, dass keine Artefakte durch das unkontrollierte Bewegen von Hautmarkern entstehen und das Skelett direkt abgebildet wird.

2.3.2.7 Digitale Videofluoroskopie

Dies ist eine weitere Methode der modernen Bewegungsanalyse. Hierbei handelt es sich um Röntgenvideokinematographie mit dem Zusatz, dass es sich um ein digitales Aufnahmesystem handelt. Die Verwendung von digitaler Technik hat den Vorteil der relativ unkomplizierten und vor allem verlustfreien, späteren Verarbeitung der Videodaten. So profitiert beispielsweise das Scientific Rotoscoping von der Digitalisierung.

Anfang der 1990er Jahre wurde die digitale Videofluoroskopie von LAWRENCE A. STEIN (1993) dazu eingesetzt die Bewegung der menschlichen Patella im Gang zu verfolgen. Die Probanden liefen hierbei auf einem Laufband, wobei auf Kniehöhe ein C-Bogen installiert war. Es wurde ein Videofilm der fluoroskopischen Durchleuchtung aufgezeichnet und die Bewegung der Patella relativ zu anatomischen Bezugspunkten untersucht. Diese Untersuchungen fanden jedoch mit einem monoplanaren System statt. Das bedeutet, dass die Bewegungsbestimmung nur in der zweiten Dimension möglich war, also in diesem Fall nach oben, unten, links und rechts. Zur dreidimensionalen Bewegungsbestimmung zur Erfassung von Rotation sowie Translation vom Betrachter weg sowie zum Betrachter hin, sind biplanare Systeme (Stereo(röntgen)photogrammetrie) nötig (Lawrence A. Stein 1993).

2.3.2.8 Scientific Rotoscoping

Beim Scientific Rotoscoping handelt es sich um eine spezielle Form der Bewegungsverfolgung bei digitaler Röntgenvideokinematographie. So ist die Verwendung von speziell auf- oder eingebrachten Markern nicht mehr nötig. Der untersuchte Knochen selbst oder ursprünglich nicht zum Tracken/Nachverfolgen gedachte Implantate wie TTA-Cages oder Hüftendoprothesen dienen stattdessen als Marker. Hierzu wird sich der Kontrastunterschied

zwischen Weichteil und Knochen zu Nutzen gemacht. Die Grenzen dienen als Referenzlinien für das sich bewegende Körperteil. Die vorliegende Morphologie ist also ausreichend wodurch die Invasivität deutlich geringer ist als bei der Verwendung von intraossären Markern.

Wie auch bei der markerbasierten Röntgenvideokinematographie ist zunächst ein Entzerren der entstandenen Videos nötig, dies läuft nach dem selben, oben beschriebenen, Prinzip ab. Auch die anschließende Kalibration mittels Markerkubus wird wie bei der markerbasierten Technik durchgeführt.

Für die Bestimmung der Positionen der Knochen im Raum werden bei dieser Methode keine Marker „getracked“ sondern spezielle Röntgenbilder der Knochen mit den Knochen in den Röntgenvideos in Deckung gebracht. Bei diesen Bildern handelt es sich um so genannte DRR, digital reconstructed radiographs, welche auf Grundlage der CT-Scans erstellt werden.

Dieser Vorgang muss mit jedem Einzelbild der Videoaufnahmen manuell durchgeführt werden was einen hohen Zeit- und Arbeitsaufwand zur Folge hat.

Aktuell bietet diese Technik noch eine geringere Präzision als Techniken welche auf intraossären Markern beruhen (GATESY et al. 2010). So erreichten BÖTTCHER et al. (2010) eine Messgenauigkeit von 0,77 mm. Es ist jedoch anzunehmen, dass sich dies mit optimierten Algorithmen und mehr Rechenleistung in nächster Zeit ändern wird.

2.3.3 Beim Hund durchgeführte kinematische Untersuchungen

Forschung mit Blickpunkt auf (Fort)Bewegungen des Hundes entstand erst Mitte des 20. Jahrhunderts. So untersuchte BARCLAY (1952) in seiner Arbeit über die Fortbewegung der Säugetiere unter anderem drei Hunde unterschiedlichen Körperbaus. Er erstellte Fotoaufnahmen der Tiere beim Gang und maß dabei gleichzeitig die auf den Boden ausgeübten Kräfte. Durch diese Kombination an simultan erfassten Daten waren die Positionen der Gliedmaßen und der in diesem Augenblick auf den Boden ausgeübten Kräfte bekannt. Hieraus konnten nun Rückschlüsse gezogen werden, welche Muskelgruppen zu einem gegebenen Zeitpunkt aktiv sind. Bereits in dieser Arbeit bemerkte der Autor, dass die Vordergliedmaßen nicht einfach wie die Hintergliedmaßen über einen klar zu definierenden Punkt (Hüftgelenk) mit dem Körper verbunden sind. Vielmehr wandert der Drehpunkt der

Skapula relativ zum Thorax mit der Bewegung der Extremität (BARCLAY 1952).

ADRIAN et al. (1966) untersuchten später den physiologischen Gang von Hunden mithilfe eines Elektrogoniometers (ADRIAN et al. 1966). Dies ermöglichte ihnen eine deutlich genauere und reproduzierbarere Messung der Gelenkwinkel bei der Fortbewegung, als es anhand von einfachen Photographien möglich ist.

Zwei Jahre später verglich Hildebrand die Fortbewegung von 37 Hunden mit Säugetieren ähnlicher Größe um Gemeinsamkeiten wie Unterschiede aufzuzeigen (HILDEBRAND 1968). Seine Untersuchungen führte er an Videoaufnahmen von den Tieren bei der Fortbewegung durch. Die Bildwiederholungsrate betrug zwischen 64 und 72 fps, was ein Abspielen in Zeitlupe und damit ein genaueres Studieren der Aufnahmen möglich machte. Der Autor dokumentierte die Fußungszeitpunkte und erstellte daraus Unterteilungen und Gruppierungen für die Fortbewegung verschiedener Hunderassen und einiger anderer *Canidae*.

Eine Untersuchung der aktiven Muskeln beim Sprung aus der Bewegung und dem Stand führte Alexander Mitte der 70er Jahre durch (ALEXANDER 1974). Kraftmessplatten sowie Videoaufnahmen machten es zusammen mit den anatomischen Informationen über die beteiligten Körperregionen möglich, die Belastung von Bändern, Sehnen, Muskeln und Knochen zu berechnen.

AFELT et al. (1975) untersuchte die Dauer von Hang- bzw. Stützbeinphase bei Hunden und verglich dabei die Unterschiede zwischen langsamer und schneller Fortbewegung. Die Ergebnisse von den ebenfalls an der Studie teilnehmenden Katzen verglich er mit denen der Hunde. Er ließ die Probanden ähnlich wie KARL U. SMITH (1960) auf einem elektrisch leitenden Boden laufen, wobei sie mit ebenfalls leitenden „Schuhen“ an ihren Pfoten ausgestattet wurden (AFELT et al. 1975).

Im Jahr 1987 wurden die von einem galoppierenden Hund auf den Boden ausgeübten Kräfte quantifiziert und den einzelnen Pfoten und Bewegungsphasen zugeordnet. Hierzu nutzten BRYANT et al. (1987) sogenannte „force plates“, also Kraftmessplatten, welche die Daten an ein Computersystem weiterleiteten

Ähnliche Arbeit wurde von BUDSBERG et al. (1987) geleistet. Sie konzentrierten sich auf die Kräfte im normalen Schritt gesunder Hunde, welche wie bei Bryant mit „force plate“

Kraftmessplatten gemessen wurden. Die kranial und kaudal gerichteten Kräfte konnten in Brems- sowie Vortriebskräfte unterteilt werden. Hierdurch konnte bestätigt werden, dass die Vorderbeine beim Abbremsen und die Hinterbeine beim vorwärts Beschleunigen eine größere Rolle spielen. Das Vergleichen der Ergebnisse der kinetischen Untersuchungen mit den morphologischen Daten der Hunde legte nahe, dass eine Korrelation zwischen Körperbau und Körpergewicht und den entstehenden Kräften herrscht.

1994 wurde eine Weiterentwicklung eines Kräftermessplattensystems vorgestellt, welches die gemessenen Daten in Echtzeit auf einem Computerbildschirm darstellte. Dies vereinfachte die Verarbeitung und Interpretation der Daten immens. Das System diente dazu die Gangbilder gesunder, wie auch kranker Hunde im Schritt und Trab zu untersuchen (GUREVICH et al. 1994).

Anfang der 2000er Jahre führte Bolliger et al. eine kinetische und kinematische Studie bei Hunden mit Hüft dysplasie durch und widerlegte den Nutzen von Goldimplantaten zur Lahmheitsbehandlung (BOLLIGER et al. 2002).

EVANS et al. (2005) untersuchte die Genauigkeit von Bodendruckplatten bei der Erfassung von Gangabnormalitäten bei Hunden nach einer Kreuzbandoperation. Die Ergebnisse zeigten, dass auch bei Hunden ohne visuell erkennbare Lahmheit, zu 75% keine physiologischen Kräfteverhältnisse vorliegen. Weiter zeigen die Autoren, dass eine Kombination von mehreren gemessenen Kräften aussagekräftiger ist, als nur ein beliebiger Parameter. Die Ergebnisse der Studie zeigen, dass eine visuelle Beurteilung des Gangbildes eines Hundes eine geringere Sensitivität für das Differenzieren zwischen normalem und abnormalem Gang hat als eine Untersuchung spezifischer Parameter mittels Kräftermessplatten.

Das Interesse an der kinetischen sowie kinematischen Ganganalyse bei Hunden sowie an deren Weiterentwicklung wachsen. Aufgrund der zunehmenden Benutzerfreundlichkeit der Systeme und der hohen Präzision und Objektivität wird diese Art der Ganganalyse immer häufiger auch für das Vergleichen verschiedener Operationsmethoden verwandt.

So verwendete BODDEKER et al. (2012) ein weiterentwickeltes System der Bodendruckplatten zur Beurteilung der Gliedmaßenbelastung von Hunden nach zwei verschiedenen Kreuzbandoperationen zu vergleichen. Mithilfe von reflektierenden Hautmarkern und

Infrarotkameras wurde zusätzlich die Bewegung des Tieres im Raum erfasst. Spezielle Software ermöglichte eine simultane Aufzeichnung und Verknüpfung der kinetischen wie auch kinematischen Datensätze.

ROHWEDDER (2015) untersuchte die Kinematik des Ellenbogengelenks bei sechs gesunden, sowie fünf Ellenbogengelenksdysplasie erkrankten Hunden. Nach der Implantation von intraossären Tantalmarkern wurden die Hunde bei der Fortbewegung im Schritt auf einem Laufband untersucht. Hierzu wurde eine biplanare Durchleuchtungseinheit genutzt und so Hochgeschwindigkeitsröntgenvideos erstellt. Aus den Informationen der Videos konnte mit einer zeitlichen Auflösung von 500 Frames/Sek die Position eines jeden Markers mit extrem hoher Genauigkeit bestimmt werden. Die erhaltenen Daten wurden mit der Software Maya (Autodesk Maya, Autodesk Inc., San Rafael, CA, USA) auf 3D-Knochenmodelle übertragen welche aus CT-Aufnahmen stammten. So konnte die radioulnare Inkongruenz während der Bewegung der Hunde untersucht und ausgewertet werden. Die Ergebnisse zeigten, dass kein signifikanter Unterschied der radioulnaren Kinematik zwischen gesunden und dysplastischen Gelenken vorliegt und widerlegen somit die Hypothese, dass eine deutliche Translation zwischen Radius und Ulna in den Ellenbogengelenken erkrankter Hunde während der Bewegung zu einer dynamischen Radioulnaren Inkongruenz führt (ROHWEDDER 2015).

2.3.4 Aktueller Wissensstand zur kaninen Schultergelenkskinematik

HOLLER et al. (2010) untersuchten die Bewegung der Gelenke des Hundes bei der Fortbewegung auf einem Laufband. Sie benutzten reflektierende Marker, welche auf dem Fell und teilweise auf einem dem Körper eng anliegenden Stoffschlauch angebracht wurden. Die Probanden bewegten sich in Schrittgeschwindigkeit auf einem, in den Boden eingelassenen, Laufband. Sie liefen in verschiedenen Versuchsaufbauten bergauf, bergab, horizontal und über einen Hindernissparkour.

Neben einer neurologischen, wie orthopädischen Untersuchung wurden kinetische Messungen der von den Pfoten auf den Boden übertragenen Kräfte durchgeführt um orthopädische Erkrankungen objektiv ausschließen zu können.

Nach der kinematischen Untersuchung wurden die Winkel von Schulter-, Ellenbogen-, Karpal-, Hüft-, Knie- sowie Tarsalgelenk errechnet. Es wurden acht Hunde und jeweils fünf Gangzyklen

untersucht. Abgesehen von den kinetischen, also die auftretenden Kräfte betreffenden, Untersuchungen, wurden im Rahmen der kinematischen Versuche nur Flexion und Extension evaluiert.

Um die Bewegung des Schultergelenks abzubilden wurde je ein reflektierender Marker proximal wie distal über der Skapula und proximal und distal über Humerus befestigt. Für die Berechnung des Gelenkwinkels wurden jedoch nur drei Marker benutzt. Einer proximal des Gelenks, einer distal und einer etwa im Bereich des Rotationszentrums. Alle Marker wurden auf dem Fell aufgeklebt, der dorsale Marker an der Skapula wurde direkt auf dem Stoffschlauch angebracht.

Die Detektierung der reflektierenden Marker wurde mittels zehn digitaler Videokameras, welche mit 120 Frames/sek aufnahmen, durchgeführt.

Die nur ungefähre Definierung des Rotationszentrums, sowie die Tatsache, dass die Marker auf einer, relativ zum Knochen, beweglichen Oberfläche angebracht wurden sind Faktoren die ungenaue Ergebnisse sowie Artefaktbildung begünstigen (FILIPE et al. 2006, LEARDINI et al. 2005).

Aufgrund dieser Einschränkungen eignet sich die letztgenannte Technik weniger um Bewegungen mit niedrigen Amplituden, wie zb. Translationsbewegungen, zu untersuchen. Die Flexion wie auch Extension des Schultergelenks änderten sich mit Art der zu bewältigenden Strecke: Die maximale Flexion war bei Bergabbewegung und auf einem Hinderniskurs größer als bei Bergaufbewegung und Bewegung auf einer Ebene. Die maximale Extension war auf dem Hinderniskurs geringer als bei allen drei anderen Fortbewegungen. Die Unterschiede zwischen den genannten Ergebnissen waren aufgrund der ungenauen Messmethode jedoch nicht signifikant. Die maximale Flexion betrug im Schritt auf geradem Untergrund $12.5 \pm 2.0^\circ$ und die maximale Extension $17.5 \pm 3.3^\circ$. Die ROM betrug demnach $30.1 \pm 3.7^\circ$.

Ebenfalls mit Hilfe von reflektierenden Hautmarkern untersuchten Agostinho et al. die Kinematik der Vorder- wie Hintergliedmaße (AGOSTINHO et al. 2011). In diesem Fall wurden drei Kameras benutzt, welche mit 120 Bildern pro Sekunde aufzeichneten. Neben der Schultergelenkskinematik wurde die Bewegung von Karpal-, Ellenbogen-, Hüft-, Knie- und Tarsalgelenk untersucht. Es wurden nicht nur Gelenkwinkel, sondern auch Winkelbeschleunigung und Winkelgeschwindigkeit bei zehn Labrador Retrievern und zehn Rottweilern untersucht. Die Hunde bewegten sich auf einem Laufband.

Der maximale Streckungswinkel des Schultergelenks wird für die Labrador Retriever bzw.

Rottweiler mit $152,06^{\circ} \pm 7,18^{\circ}$ respektive $152,89^{\circ} \pm 6,64^{\circ}$ angegeben. Der maximale Beugungswinkel beträgt $117,40^{\circ} \pm 7,66^{\circ}$ bzw. $118,79^{\circ} \pm 9,54^{\circ}$. Dies ergibt eine ROM von $34,65^{\circ} \pm 4,17^{\circ}$ und $34,10^{\circ} \pm 5,21^{\circ}$. Die ROM lag also um ca 4° höher als bei der Arbeit von Holler et al..

Zwei Jahre später wurde die Gelenkskinematik an Hunden untersucht, welchen ein Vorderbein amputiert worden ist (JARVIS et al. 2013). Es handelte sich wie schon in zuvor erwähnten Studien um eine videokinematische Arbeit, d.h. die Daten wurden anhand von reflektierenden, auf die Haut aufgeklebten, Markern und Videokameras, zur Aufzeichnung deren Positionen, ermittelt. In dieser Studie wurden acht Kameras verwandt, welche mit 200 Hz aufzeichneten. Die Hundepopulation umfasste 19 Hunde, welchen eine Vordergliedmaße amputiert worden war und 31 Hunde in der Kontrollgruppe. Im Focus der Untersuchung war die Stützphase im Trab. Die Probanden liefen auf festem Untergrund. Die maximale Streckung des Schultergelenks betrug in der Kontrollgruppe $152,2^{\circ} \pm 13,1^{\circ}$, die maximale Beugung $126,2^{\circ} \pm 13,2^{\circ}$. Die ROM betrug $26,0 \pm 6,9^{\circ}$. In der Amputiertengruppe betrug der Schultergelenkwinkel $152,8^{\circ} \pm 8,9^{\circ}$ respektive $125,2^{\circ} \pm 15,8^{\circ}$. Die ROM betrug hier $26,6 \pm 11,7^{\circ}$. Die Unterschiede bei der Kontrollgruppe zu den Ergebnissen anderer Studien kann dadurch zu Stande gekommen sein, dass Hang- und Stützbeinphasen anders definiert wurden. In der Arbeit von JARVIS et al. (2013) begann die Stützbeinphase sobald durch die Bodendruckplatten mehr als 25N für die aufsetzende Pfote gemessen wurden. In anderen Studien begann die Stützbeinphase sobald visuell Kontakt zwischen Pfote und Boden festgestellt werden konnte.

Zur Untersuchung von etwaigen kinematischen Unterschieden zwischen übergewichtigen und schlanken Hunden nutzten Brady, Sidiropoulos et al. einen Versuchsaufbau mit acht Videokameras (120Hz) zusammen mit reflektierenden Hautmarkern (BRADY et al. 2013).

Acht Hunde mit einem BCS von 8-9 sowie acht Hunde mit einem BCS von 4-5 liefen auf festem Untergrund während kinetische und kinematische Daten erfasst wurden. Bei übergewichtigen Hunden ROM von Schulter-, Ellenbogen-, Hüft-, und Tarsalgelenk während der Stützbeinphase relativ zu schlanken Hunden deutlich vergrößert (Schulter: $28,2^{\circ}$ zu $20,6^{\circ}$; Differenz: 29%). Die maximale, vertikale Bodereaktionskraft war bei übergewichtigen Hunden um 25% höher als

bei schlanken Hunden (329 N vs. 256 N). Analog übten übergewichtige Hunde auch eine deutlich größere (47% Differenz) maximale, horizontale Bodenreaktionskraft aus (28 N vs. 18 N). Auch bei der maximalen Bremskraft wirkten bei den übergewichtigen Hunden 28% höhere Kräfte auf die Gelenke der Vordergliedmaßen (-40N vs. -30N).

Ebenfalls im Jahr 2013 wurde in einer Studie an acht Agility-Hunden die Auswirkung der Hindernissgröße auf die Gelenkwinkel untersucht (BIRCH et al. 2013). Neben den Winkeln mehrerer anderer Gelenke wurden auch Streckung und Beugung des Glenohumeralgelenks bei dem Überwinden verschieden großer Hindernisse gemessen. Die Hindernisse befanden sich auf festem Untergrund.

Auch hier kam die Methode der Videokinematik zum Einsatz. Im Gegensatz zu bereits erwähnten Studien wurde jedoch nur eine Videokamera benutzt. Diese nahm die Bewegung mit 60 Frames/Sek auf.

Wenn die Bewegung der Hunde, respektive der Marker, nur durch eine Kamera aufgezeichnet wird, so ist es nicht möglich die dritte Dimension der Bewegung zu ermitteln. Dies macht zum Einen Messungen von Adduktion/Abduktion, Pronation/Supination sowie Translationsbewegungen unmöglich. Zum Anderen wird auch die Messung der Extension/Flexion ungenauer, sobald sich der Hund nichtmehr vollständig senkrecht zur Kameraausrichtung bewegt. Durch die geringe Bildwiederholungsrate von 60 Frames/Sek ist zusätzlich die zeitliche Auflösung deutlich geringer als in anderen videokinematischen Studien. Es kann festgehalten werden, dass der Absprungwinkel im Glenohumeralgelenk von der Hindernishöhe abhängt (7% niedrigere, relative Höhe: $83.9^{\circ} \pm 12.4^{\circ}$; 51% größere, relative Höhe: $72.3^{\circ} \pm 8.1^{\circ}$). Je höher das Hindernis ist, desto stärker wird das Schultergelenk vor dem Absprung gebeugt. Während der Flugphase ist das Schultergelenk zur Überwindung eines höheren Hindernisses deutlich stärker gebeugt ($88.3^{\circ} \pm 9.3^{\circ}$) als bei einem niedrigeren Hindernis ($107.9^{\circ} \pm 5.9^{\circ}$). Diese Anpassung an die Situation ist erneut bei der Landung zu sehen: für das Abfedern aus größerer Höhe ist das Schultergelenk stärker vorgestreckt ($125.6^{\circ} \pm 13.2^{\circ}$) als bei der Landung aus geringerer Höhe ($118.0^{\circ} \pm 14.5^{\circ}$).

Eine ähnliche Studie befasste sich im Jahr 2015 mit den Sprungweiten und Gelenkwinkeln großer Agility-Hunde beim Überwinden von Hürden im Abstand von 3.6 - 5.0m (BIRCH et al. 2015). 54 Hunde wurden mit einer Videokamera beim Überspringen der Hürden gefilmt. Die

Bildwiederholungszahl war mit 300 Frames/Sek deutlich höher. Da die Bestimmung der Gelenkwinkel jedoch nur visuell, ohne die Verwendung von Markern, durchgeführt wurde, kann nicht von genauen Messungen gesprochen werden.

Dennoch konnten ungefähre Winkel ermittelt werden. So war die Schulter bei allen drei Hürden (3,6m; 4m; 5m) beim Absprung stark gebeugt ($71.92^{\circ} \pm 1.63^{\circ}$; $71.28^{\circ} \pm 1.41^{\circ}$; $72.9^{\circ} \pm 1.6^{\circ}$). Während der Flugphase schwächte sich diese Beugung nur geringfügig ab ($77.41^{\circ} \pm 2.09^{\circ}$; $76.67^{\circ} \pm 1.88^{\circ}$; $85.5^{\circ} \pm 2.68^{\circ}$). Für den Vorbereitung auf die Landung wird die Schulter gestreckt um das Aufsetzen abzufedern ($114.74^{\circ} \pm 1.5^{\circ}$; $110.81^{\circ} \pm 1.35^{\circ}$; $112.67^{\circ} \pm 1.43^{\circ}$).

Deutlich genauer, wenn auch nicht mittels Durchleuchtung, wurden Extension und Flexion des Schultergelenks, im Rahmen einer Studie zur Untersuchung der Muskelfunktion der Vordergliedmaße, untersucht (GARCIA et al. 2014).

Zehn Mischlingshunde wurden über Bodendruckplatten geführt. Zusätzlich wurden an ihnen reflektierende Marker sowie drahtlose Oberflächenelektroden auf der Haut angebracht. Mit diesem Versuchsaufbau konnten simultan die auf den Boden wirkenden Kräfte, die Muskelaktivität im Schultergürtel sowie die Gelenkwinkel gemessen werden.

Das Sammeln der kinamatischen Daten fand mittels acht Infrarotkameras statt, welche mit einer Frequenz von 200 Hz arbeiteten. Der maximale Beugungswinkel des Glenohumeralgelenks in der Hangbeinphase wird mit $117,9^{\circ} \pm 2,2^{\circ}$ angegeben, der maximale Streckungswinkel in der Hangbeinphase mit $145,1^{\circ} \pm 2,6^{\circ}$. Daraus ergibt sich eine ROM von ca. 27° . Diese Winkel sind für die Stützbeinphase nicht numerisch angegeben, lassen sich aber aus einem Graphen mit etwa 120° respektive 140° ablesen. Während des Trabs betrug der maximale Beugungswinkel $114.2 \pm 2.2^{\circ}$, der maximale Streckungswinkel $145.1 \pm 2.6^{\circ}$ und die daraus resultierende ROM ca. 30.9° in der Hangbeinphase. Die Werte für die Stützbeinphase sind erneut nicht angegeben und lassen sich aus einem Graphen mit ca. 117° maximaler Beugung und ca. 142° maximaler Streckung ablesen.

Die maximalen, wie auch minimalen Winkel im Schultergelenk erfolgen während der Hangbeinphase. Die maximale Streckung des Schultergelenks während der Hangbeinphase erfolgte im Trab 2% später als im Gang, die maximale Beugung 19% später. Die maximale Beugung war während der Fortbewegung im Gang um 4° höher als im Trab.

WILDAU (2015) untersuchte die Bewegung von Scapula und Humerus eines Beagles im Schritt. Die Untersuchung von fünf Schritten wurde mittels Scientific Rotoscoping durchgeführt. Zusätzlich wurden Hautmarker verwendet, deren Positionen aus den Röntgenaufnahmen entnommen wurden. Es handelte sich um ein biplanares Röntgensystem. Es konnten also die Bewegung in allen drei Achsen untersucht werden. Die Aufnahmegeschwindigkeit betrug 250 Bilder pro Sekunde. Die ROM wird für die Extension/Flexion des Schultergelenks mit 35° angegeben. Die ROM für Pronation/Supination beträgt 14° und für Adduktion/Abduktion 12°. Es muss jedoch berücksichtigt werden, dass die gewonnenen Röntgenaufnahmen streckenweise keine Erkennung der Knochen zuließen und es sich um nur einen untersuchten Hund handelte.

2.3.5 Kinematische Untersuchungen am humanen und kaninen Schultergelenk

Besonders für das Schultergelenk bieten sich aufgrund seines komplexen Aufbaus genaue und objektive Methoden zur Untersuchung der Bewegung an, um Messfehler durch den Betrachter zu minimieren. Auf röntgendichten, intraossären Markern und Durchleuchtung basierende Methoden sind jenen welche auf die Haut aufgebrachte, reflektierende Marker zur Datenerfassung nutzen hinsichtlich der Präzision überlegen. Bi- bzw. multiplanare Systeme sind, im Gegensatz zu monoplanaren Systemen, dazu fähig Bewegungen in der dritten Dimension zu erfassen. Der große Vorteil von Hautmarkern ist die nichtinvasive Anbringung am Tier sowie der Verzicht auf Röntgenstrahlung.

Bereits im Jahr 1944 untersuchten Inman et al. die Bewegung des menschlichen Schultergelenks unter Zuhilfenahme von Röntgenstrahlen (INMAN et al. 1944). Ihre Messungen ergaben, dass der Winkel im Glenohumeralgelenk beim Überschreiten von 30° Abduktion bzw. 60° Vorwärtsflexion des Humerus nahezu konstant bleibt. Das Bewegungsausmaß der muskulären Verbindung zwischen Thorax und Skapula beziehungsweise das des Glenohumeralgelenks beträgt nach ihren Untersuchungen 60° respektive 120°.

22 Jahre später kommen FREEDMAN et al. (1966) mit 65° und 103° bezüglich des Bewegungsausmaßes des thorakoskapulären bzw. glenohumeralen Gelenks auf ähnliche Werte. JENKINS (1974) geht später auf die Unterschiede in der Schulterbewegung zwischen

Ratten mit Clavicula und Ratten mit entfernter Clavicula ein. Weiter verglich er die Schulterbewegungen von Opossum, Waschbär und Katze. Für seine Untersuchungen nutzte er bereits biplanare Durchleuchtungssysteme.

Eine Untersuchung am Hundeschultergelenk in Bewegung wurde 1976 mittels einer Apparatur aus mehreren Elektrogoniometern durchgeführt (KINZEL et al. 1976). Der Proband lief bei der Messung über einen sich bewegenden Untergrund und musste verschiedene Hindernisse überwinden. Die Daten, die die Elektrogoniometer produzierten, wurden an einen Computer übertragen und mit anatomischen Daten zu den Gelenkskonturen verbunden. Daraus konnte man die Bewegung der Artikulationsflächen zueinander rekonstruieren.

GRIFFON et al. (1994) untersuchte die Kräfteverteilung der Gliedmaßen auf den Boden vor und nach einer Operation am Schultergelenk. In seiner Studie wurden zunächst fünf Greyhounds ohne Lahmheit untersucht. Darauf wurde eine künstliche Lahmheit erzeugt, indem bei diesen Hunden ein craniolateraler Zugang an einem Schultergelenk durchgeführt wurde und drei Tage post Op erneut eine Ganganalyse durchgeführt. Die Messungen ergaben, dass die maximale aufgewendete Kraft an den operierten Beinen sowie an den ipsilateralen Hinterbeinen abnahm. Diese Kraft stieg an Vorder- wie Hinterbein der kontralateralen Seite und zeigte die Kompensation welche von diesen Gliedmaßen durchgeführt wurde.

Im Rahmen kinematischer Untersuchungen am Schultergürtel der Katze nahm BOCZEK-FUNCKE et al. (1996) erstmals eine quantitative Analyse der Skapulabewegung im Raum vor. So zeigte er in seiner Arbeit unter anderem, dass das Schulterblatt bei der Fortbewegung der Katze eine regelmäßige Adduktion und Abduktion vollzieht. Die Messungen basierten auf einer biplanaren, röntgenkinematographischen Untersuchung. Diese Technik wird in der Literatur auch als Stereoröntgenkinetographie oder stereofluoroskopische Kinematographie bezeichnet. Um die Messgenauigkeit weiter zu erhöhen wurden röntgendichte Sphären an den Muskelansätzen der Skapula angenäht. Diese Sphären dienten als Bezugspunkte um die Bewegungen der Knochen genauer nachverfolgen zu können. Eine Limitation dieser markerbasierten Methode lag darin, dass sich die Sphären um ihre Anheftestelle hin und her bewegten. Zusätzlich kann der Eingriff in das muskuläre System in eine, vom physiologischen Zustand abweichende, Fortbewegung resultieren.

Weitere Untersuchungen am Schultergelenk führte FISCHER et al. (2002) im Rahmen seiner umfassenden Arbeit bezüglich der Fortbewegungskinematik kleiner Vertreter der Säugetierunterklasse „Theria“ durch. Die Untersuchungen wurden per monoplanarer Röntgendurchleuchtung (Cineradiographie) durchgeführt. Diese Technik gleicht der Stereo- bzw. biplanaren Röntgenkinematographie, da jedoch nur eine Kamera bzw. eine Durchleuchtungsebene genutzt wird ist, beschränkt sich die Positionsbestimmung auf zwei Dimensionen. Die Autoren zeigten an welchem Punkt eines Schrittes die Vorwärts bzw. Rückwärtsbewegung von Skapula wie Humerus beginnt bzw. endet. Weiter wurde, neben vielen anderen Parametern, berechnet, welchen Anteil der Beinbewegung welches Gelenk einnimmt. Auch die Winkelung des Schultergelenks zum Zeitpunkt der Auffußungsphase wie des Abhebens der Pfote wurde untersucht.

In einem Review von FISCHER et al. (2006) erwähnen die Autoren Daten zur Ausrichtung der Skapula während der Stützbeinphase sowie ihres Anteils an der Gesamtschrittlänge. Desweiteren wird darauf hingewiesen, dass die Methode der Cineradiographie, also des Durchleuchtens mittels Röntgenstrahlen und Aufnehmens auf Video, die einzige Methode ist exakte Messungen an Skelettanteilen vorzunehmen, welche unter Haut und Weichteilgewebe verborgen liegen (FISCHER et al. 2006).

BAIER et al. (2013) untersuchten mithilfe der Stereoröntgenphotogrammetrie die Bewegung der Vordergliedmaße und des Schultergürtels von Alligatoren. Der Versuchsaufbau glich dabei sehr dem auch in der vorliegenden Arbeit verwendeten Aufbau. So wurden die Versuchstiere zunächst trainiert auf einem Laufband mit seitlicher Plexiglasverkleidung zu laufen. Röntgendichte Marker wurden an den zu untersuchenden Vordergliedmaßen angebracht und biplanare Röntgenaufnahmen des Tieres während der Fortbewegung wurden auf Videokameras aufgezeichnet. Anschließend fand eine virtuelle, dreidimensionale Rekonstruktion der Bewegung am Knochenmodell statt. Hierzu wurde das Computerprogramm „Maya“ (Autodesk Maya, Autodesk Inc., San Rafael, CA, USA) benutzt.

3 Material und Methoden

3.1 Tiermaterial

Die an der Studie teilnehmenden Hunde befanden sich alle im Besitz von Privatpersonen. Die Besitzer wurden in einem Aufklärungsgespräch über die Risiken und den Ablauf von Markerimplantation und anschließender Ganganalyse informiert und dokumentierten im Anschluss schriftlich ihr Einverständnis. Aufgrund des Eingriffs durch die Markerimplantation und den Einsatz von Röntgenstrahlung handelte es sich bei der vorliegenden Arbeit um einen genehmigungspflichtigen Tierversuch (Reg.-Nr.: TVV 51/13, Landesdirektion Sachsen, Chemnitz, 04.12.2013).

Um die Schultergelenkskinematik in einem physiologischen Bereich untersuchen zu können war es essentiell bestimmte Kriterien für die Probandenauswahl einzuhalten. Des Weiteren musste darauf geachtet werden, dass sich die Tiere in ihrer Körpergröße und Physiognomie nicht zu sehr unterscheiden um einen sinnvollen Mittelwert bilden zu können. Aus diesen Gründen wurden nur Hunde ausgewählt, die ein Körpergewicht von 20-30 Kilogramm aufwiesen und keine extrem breite oder hohe Statur wie Englische Bulldoggen oder Greyhounds hatten. Sie mussten ein visuell lahmheitsfreies Gangbild besitzen. Es durfte keine Lahmheitsvorgeschichte existieren. Die *prae operationem* getätigten Röntgenbilder der Schulter in zwei Ebenen mussten ohne Befunde sein. Die nach der Implantation durchgeführten CT-Untersuchungen mussten ebenfalls ohne Befund sein.

Material und Methoden

Unter Berücksichtigung der aufgezählten Ein- und Ausschlußkriterien wurden sechs Hunde zur Teilnahme an der Ganganalyse ausgewählt (siehe Tabelle 1). Unter ihnen waren vier Mischlinge, ein Deutsch Drahthaar und ein Weimeraner. Im Median betrug das Alter 27 Monate (13 - 75 Monate).

Tabelle 1: Liste der Hunde, inklusive der aus der Studie ausgeschlossenen Tiere mit Ausschlussgrund.

Hund #	Rasse	Alter	Geschlecht	Gewicht	Schulterhöhe	Operation	Ausschlussgrund
1	Mischling	18m	w	22	56	laparoskopische Ovariectomie	Besitzer nicht erschienen
2	Mischling	17m	w	24	54	laparoskopische Ovariectomie	-
3	Mischling	30m	m	28	57	Kastration	-
4	Mischling	24m	w	22	53	laparoskopische Ovariectomie	-
5	Deutsch Drahthaar	75m	m	23	58	Kastration	-
6	Mischling	19m	m	23	54	-	OCD linker Humeruskopf
7	Weimeraner	13m	m	26	61	Cryptorchid-ektomie	-
8	Mischling	15m	w	24	55	–	Supraspinatus-verkalkung
9	Golden Retriever	12m	w	22	53	–	Hüftdysplasie
10	Mischling	60m	w	23	53	Ovariectomie	-

Das Gewicht der Hunde betrug im Mittel $24.3 \pm 2,1$ kg. Die mittlere Schulterhöhe lag bei $56,5 \pm 2,9$ cm. Drei von ihnen waren weibliche und drei männliche Hunde. Bei den weiblichen Hunden wurden laparoskopische Ovariectomien durchgeführt. Alle männlichen Hunde wurden kastriert. Der Weimeraner hatte cryptorchide Hoden und wurde, im Gegensatz zu den anderen männlichen Hunden, endoskopisch kastriert.

Anschließend an die elektiven Eingriffe wurden während derselben Narkose die Marker implantiert und eine computertomographische Untersuchung durchgeführt. Bei den vorhergehenden Röntgenaufnahmen des Schultergelenks in zwei Ebenen, sowie der

computertomographischen Untersuchung wurde bei den in die Studie aufgenommenen Hunden keine Pathologien erkannt.

Bei keinem der Hunde kam es während der Narkose oder in der Aufwachphase zu Komplikationen. Bei der Nachkontrolle und dem Ziehen der Fäden gab es keine besonderen Befunde.

3.2 Implantation der Röntgenmarker und Computertomographie

Als röntgendichte Marker werden Tantalkugeln (Tantalum Beads, X-Medics Scandinavia, Frederiksberg, Denmark) mit einem Durchmesser von 0,8 mm verwandt. Bei Tantal handelt es sich um ein Metall welches aufgrund seiner exzellenten Bioverträglichkeit (ARONSON et al. 1985) z.B. in der Hüftgelenksendoprothetik Anwendung findet.

Die Implantation erfolgt aus tierschutzrechtlichen Gründen im Rahmen eines elektiven Eingriffs (3x laparoskopische Ovariectomie, 1x laparoskopische Entfernung cryptorchider Hoden, Zahnsteinentfernung, 2x Kastration Rüde) unter Allgemeinanästhesie. Nach dem elektiven Eingriff wurde das Tier in die Seitenlage gebracht und die obenliegende, linke Schulter desinfiziert sowie der übrige Körper mit sterilen Tüchern abgedeckt. Dann wurde die Einbringung der Marker durchgeführt. Dies geschah mittels einer Knochenbiopsiestanze (3 x 100 mm MarrowCut, Somatex Medical Technology, Teltow, Deutschland) unter fluoroskopischer Kontrolle. Die Stanze wurde manuell einige Millimeter in den Knochen eingedreht, danach wurde der Trokar aus der Hülse entfernt und die Tantalkugel eingebracht. Im nächsten Schritt wurde ein stumpfer



Abbildung 6: Röntgenaufnahme des linken Schultergelenks mit implantierten Knochenmarkern aus Tantal

Kirschner Draht in die Hülse eingeführt und die Tantalkugel mit leichtem klopfen eines Hammers in die Knochenwand geschlagen. Zum Einbringen eines Markers ist eine ca. 5 mm lange Inzision durch die Haut nötig, welche anschließend mit einem Einzelheft wieder verschlossen wurde. Meist reichte eine Inzisionsstelle durch Verschieben der Haut für das Einbringen von bis zu drei Markern. Es wurden je mindestens drei Marker, gelenksnah, in die

Skapula und in den Humerus eingebracht. In dieser Studie wurden immer mehr als drei Marker pro Knochen implantiert, sodass bei einem möglichen Lockern oder eines fälschlicherweise im Weichteil platzierten Markers auf einen oder mehrere Reservemarker zurückgegriffen werden konnte (siehe Abbildung 6). Des Weiteren kann eine erhöhte Markeranzahl die Präzision erhöhen. Auch bei der Implantation von insgesamt zehn oder mehr Markern wurde keine erhöhte Morbidität festgestellt. Es wurde darauf geachtet, dass die Gelenkscapsel nicht perforiert wurde. Die Biopsiestanze durfte nicht zu tief in den Knochen eingebracht werden, da die Marker in der harten Knochenkompakta zum Liegen kommen sollen. Die Position eines Jeden Markers wurde nach Implantation erneut mittels Fluoroskopie überprüft. Die Markerpositionen wurden anhand der anatomischen Gegebenheiten ausgewählt. Des Weiteren sollten sie möglichst weit auseinander liegen um eine möglichst hohe Präzision bei der späteren Animationserstellung zu gewährleisten. Eine Einbringung der Marker in einer Linie war unbedingt zu vermeiden, da sonst keine Bewegungsberechnung in der dritten Dimension möglich gewesen wäre. Es war zu beachten, dass sich die Marker nicht zu weit vom Gelenk entfernt befinden durften, da der Hund sich im Schritt dann leichter aus dem Blickfeld der Röntgenanlage bewegen konnte. Die Kriterien zur Markerimplantation waren bei jedem Tier gleich, die endgültigen Einbringungspositionen unterschieden sich jedoch aufgrund der unterschiedlichen Positionierung des Tieres und anatomischen Unterschiede. Um die Narkosezeit und das damit verbundene Narkoserisiko gering zu halten wurde jeweils nur ein Schultergelenk mit Markern versehen. Zusätzlich wurde so ein Überlagern der Marker während der Ganganalyse vermieden. Ein weiterer Grund war, dass bei orthopädisch gesunden Tieren davon ausgegangen wird, dass die Kinetik und Kinematik beider Körperseiten symmetrisch ist (BUDSBERG et al. 1993, GILLETTE et al. 1999, SCHAEFER et al. 1998).

Nach Abschluss der Operation wurden die Tiere in Narkose gehalten und im Bereich von Ellenbogen bis inklusive der gesamten Skapula computertomographisch (Philips Brilliance, Philips, Eindhoven, the Netherlands) untersucht. Die Schichtdicke betrug 1 mm, die Überlappung 0,5 mm. Hierfür wurden die Hunde in Rückenlage gebracht und die Vorderbeine symmetrisch und in neutraler Position nach vorne gestreckt und in einer speziellen Halterung fixiert. Das Scannen im Computertomographen (CT) zeigte die genauen Positionen der implantierten Marker. Dies gab einem die Möglichkeit eine erneute Kontrolle der

Markerpositionen durchzuführen. Zusätzlich war dieser Schritt essentiell um Volumendateien von Humerus und Skapula zu erzeugen, welche später für die Animationen benötigt wurden.

3.3 Nachkontrolle und Gewöhnung an das Laufband

Sieben bis zehn Tage nach der Operation wurden die Tiere zur Nachkontrolle in die Klinik bestellt. Es wurden die Fäden gezogen, sowie die Narben des elektiven Eingriffs, wie auch die der Implantationsstellen überprüft. Zusätzlich wurden die Tiere erneut visuell auf Lahmheiten untersucht, sowie auf Dolenz im Bereich der implantierten Marker. Diese Untersuchungen waren bei allen Probanden unauffällig.

Vier Wochen nach dem Eingriff wurde das Tier in mehreren Sitzungen daran gewöhnt auf einem elektrischen Laufband (Jog A Dog, LLC, Michigan, USA) (siehe Abbildung 7) zu gehen. Die Dauer der Lernphase war sehr individuell und von Charakter und Lernfähigkeit des Tieres abhängig. Das Tier hatte den Lernprozess abgeschlossen, wenn es sich gleichmäßig und ruhig in der Mitte des Laufbands bewegte und dabei weder den Kopf hängen lies, noch versuchte über die seitlichen Begrenzungen zu sehen. Die Geschwindigkeitsregelung des Laufbandes wurde so eingestellt, dass sich das Tier im mittelschnellen Schritt fortbewegte. Die Führungsleine mit der das Tier auf das Laufband geführt wurde durfte nicht gespannt sein, sondern sollte locker vom Tier zur Halteperson führen. In der Regel betrug die Eigewöhnungszeit ca. 30 Minuten, bestehend aus mehreren kürzeren Sitzungen.



Abbildung 7: Ansicht der Ganganalyseeinheit von vorne oben, Beschreibung siehe Abbildung 8.

3.4 Aufbau der Laufband-Röntgeneinheit

Um das Laufband wurden zwei Röntgenstrahler (Philips Medio 30/50/65 CP-H, Philips, Niederlande) mit Bildverstärker angeordnet (siehe Abbildung 8). Sie wurden so ausgerichtet, dass sich die Röntgenstrahlen im Bereich des zu untersuchenden Schultergelenks kreuzten. An die Bildverstärker (BV) war je eine Hochgeschwindigkeitskamera (Optronis CR 600X2, Optronis GmbH, Kehl, Deutschland) über ein Objektiv (Canon Ultrasonic EF50mm f/12L USM, Canon Inc. Tokyo, Japan) angeschlossen. Zur Aufzeichnung der genauen Auf- und Abfassungsmomente wurde der Hund auf dem Laufband mit einer weiteren Hochgeschwindigkeitskamera überwacht.



Abbildung 8: 1+2: Röntgenstrahler; 3+4: Bildverstärker mit Hochgeschwindigkeitskameras; 5+6: LED-Strahler; 7: Live-Kamera; 8: Laufband

Die Bildverstärker (BV) wurden in einem Winkel von ca. 60° zueinander aufgestellt, sodass sich die Röntgenstrahlen im Bereich des linken Schultergelenks kreuzen konnten und gleichzeitig eine möglichst geringe Artefaktbildung durch Streustrahlung entstand.

Die Röntgenstrahler (RS) wurden entsprechend so ausgerichtet, dass die Röntgenstrahlen senkrecht und mittig auf die BV trafen. Der Abstand zwischen BV und RS betrug ca. 140cm.

3.5 Einstellungen Röntgengeräte und Vorversuch am Kadaver

Die Einstellungen für die Röntgenaufnahmen wurden individuell an die Probanden angepasst (60 – 100 kV, 70-100 mAs) und orientierten sich an den zu durchleuchtenden Schichtdicken, sowie den Überlagerungen der Gliedmaßen.

Um die Strahlenbelastung für die Tiere und die Halteperson zu minimieren, wurde ein Vorversuch an einem Kadaver durchgeführt. Der Kadaver eines ca. 30 kg schweren Hundes wurde in dem Bereich des Laufbands positioniert, in dem sich später die Probanden während der Eingewöhnungsphase bewegten. Der Hund wurde im Bereich L7/S1, C7/Th1 und am Schädel mithilfe von Haltebändern aufgehängt, sodass er sich in waagerechter Haltung befand und der Schädel nicht in den Bereich der Vordergliedmaße kam. Es wurden nun verschiedene Probeaufnahmen getätigt um herauszufinden, welche Ausrichtung des Röntgensystems sich als besonders gut geeignet erwies. Dann wurden die Bildverstärker, wie bereits oben erwähnt, in einem Winkel von ca. 60° zueinander ausgerichtet. Im nächsten Schritt wurden die Vordergliedmaßen so ausgerichtet, dass sich die Schultergelenke maximal überlagerten. Diese Konfiguration stellte durch die große Schichtdicke und das hohe Maß an röntgendichten Strukturen die höchsten Anforderungen an die Aufnahmetechnik und auch die Auswertung war komplex. Darauf folgend wurden Testaufnahmen mit verschiedenen kV- und mAs-Einstellungen durchgeführt. Die Belichtungszeit sowie Fokuspunkte der Kameras wurden fest eingestellt und eine gewisse Bandbreite an kV/mA Kombinationen mit verschiedenen Blendeneinstellungen durchgeführt. Mittels der programmeigenen Screenshot-Funktion der Aufnahmesoftware wurde das Ergebnis jeder Konfiguration gespeichert. Die Aufnahmen wurden verblindet und randomisiert von drei Personen hinsichtlich Kontrast und Detailerkennbarkeit bewertet. Die zehn Aufnahmen mit den besten Ergebnissen wurden erneut bewertet bis schließlich eine beste Aufnahme gefunden wurde. Um die Qualität der Aufnahmen weiter zu erhöhen, wurde die Aufnahmesoftware (TimeBench 2.5.31., Optronis GmbH, Kehl, Deutschland) anhand der besten Röntgenaufnahme kalibriert. Es zeigte sich, dass die implantierten Röntgenmarker durch die Aktivierung des sog. Erweiterten Dynamikbereichs „HDR“ besser zu lokalisieren waren. Dies war besonders dann von Vorteil, wenn sich die beiden Vordergliedmaßen überlagerten.

3.6 Fluoroskopisch-kinematographische Datenerfassung

Zur Steuerung des synchronen Aufnahmestarts und zur ersten Analyse der Aufnahmequalität wird die Software Timebench (TimeBench 2.5.31., Optronis GmbH, Kehl, Deutschland)

verwendet. Mittels eines Handtriggers wird der synchrone Aufnahmestart für alle Kameras synchron gewährleistet. Vor dem Laufband stand, dem Hund zugewandt, eine Person die das Tier locker mittels einer Leine führte (siehe Abbildung 9). Diese Person befand sich hinter einer mobilen Bleiglaswand und trug eine Bleischürze, einen Schilddrüsenschutz, sowie ein Visier aus Bleiplexiglas. Zur Dosisüberwachung wurden ein Dosimeter am Körper und ein Ringdosimeter an der Hand getragen.

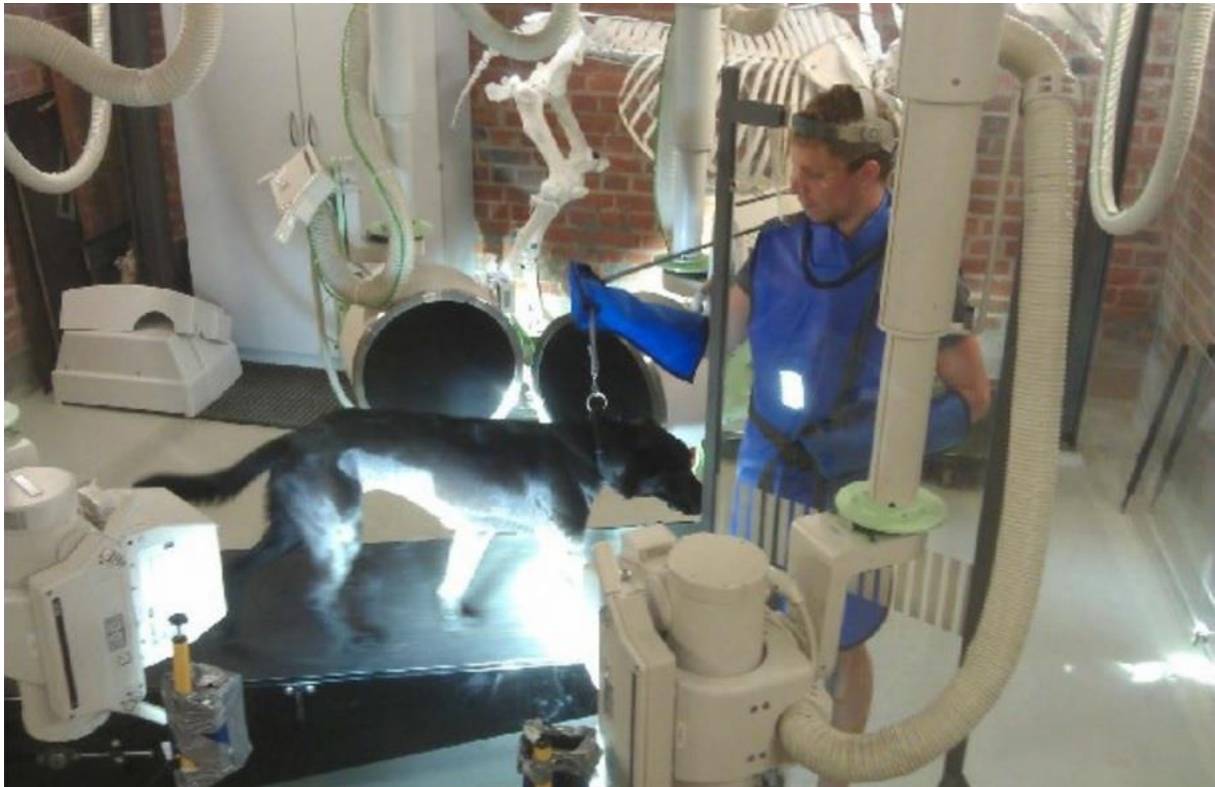


Abbildung 9: Hund wird auf dem Laufband von Halteperson an Leine geführt. Die Halteperson befindet sich hinter einer mobilen Bleiglaswand.

Eine weitere Person steuerte von einem strahlengeschützten Bedienpult die Röntgenanlage sowie die Kameras. Die Aufnahmen wurden mit 500 Bildern/Sekunde bei einer Belichtungszeit von $1/2000$ Sek aufgezeichnet und hatten eine maximale Länge von sechs Sekunden. In dieser Zeit führte der Hund drei bis fünf vollständige Schritte durch.

Vorraussetzung war, dass der Hund gleichmäßig im Schritt lief, sodass er das Blickfeld nicht nach vorne oder hinten verließ und auch seitlich nicht aus dem Kreuzungspunkt der Röntgenstrahlen beider Geräte geriet.

Danach wurde die Aufnahme auf ihre Qualität untersucht. Dies bedeutete, dass die röntgendichten Marker zu jedem Zeitpunkt klar vom umliegenden Gewebe abgrenzbar und

die Bewegungsunschärfe gering war. Zusätzlich war darauf zu achten, dass die dritte Kamera, welche das Tier ohne Zuhilfenahme von Röntgenstrahlen filmte, so ausgerichtet war, dass Ab- sowie Auffußungspunkte innerhalb des Bildausschnitts lagen.

3.6.1 Kalibrationsaufnahmen

Wenn die gewünschte Ausrichtung der Röntgensysteme gefunden war, mussten Aufnahmen für die spätere Kalibration des Systems erfolgen. Hierfür musste mit beiden Röntgensystemen ein Lochblech (Grid) geröntgt werden. Aufgrund der Wölbung des Bildverstärkers und den Einwirkungen des Erdmagnetfeldes kam es, besonders in den Randbereichen, zu einer Verzerrung des entstehenden Bildes. Nach dem Röntgen eines Lochblechs (Grid, siehe Abbildung 10) erkannte eine spezielle Software (XrayProject, Brown University, Providence, Rhode Island, USA) auf den entstandenen Aufnahmen die Verzerrung für den jeweiligen Versuchsaufbau (Abstand zwischen Strahlenquelle und Bildverstärker, Winkel zueinander usw.). Mit diesen Informationen war es der Software möglich die entstandenen Aufnahmen zu entzerren (siehe Abbildung 121). Dieser Prozess musste für jede Untersuchung durchgeführt werden.

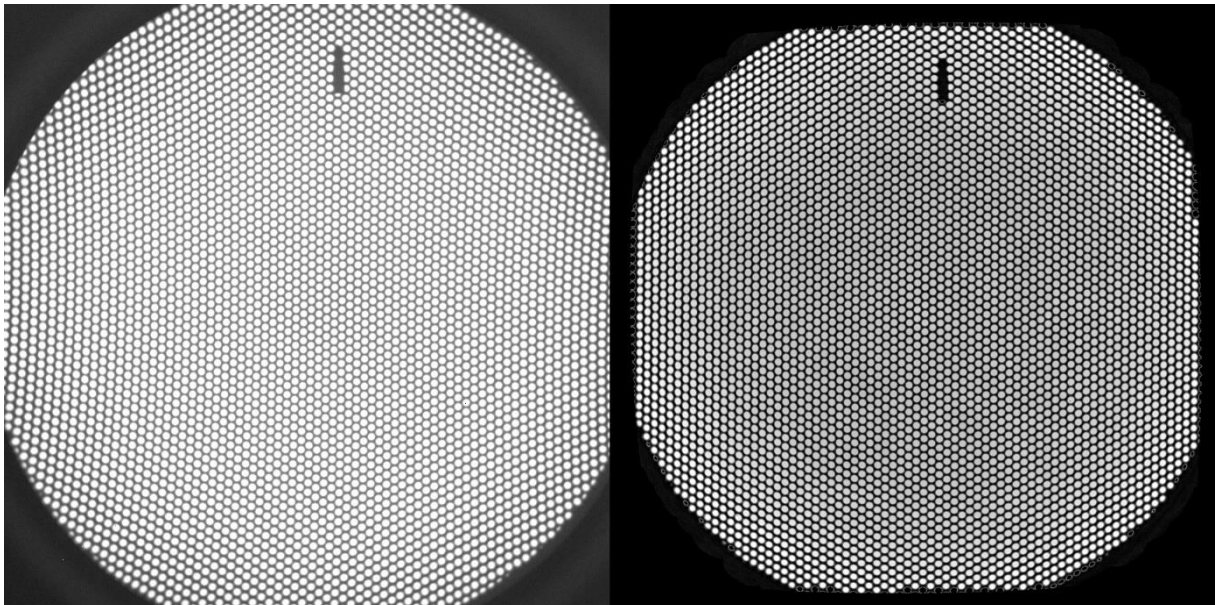


Abbildung 10: Links: Das Grid vor der Entzerrung, besonders in den Randbereichen ist die Krümmung zu sehen. Rechts: das gleiche Bild nach der Entzerrung.

In einem zweiten Schritt war es nötig mittels eines speziellen Kubus den Raum für die Messungen zu kalibrieren. Dies war nötig, da die Röntgensysteme bei jeder Messung geringfügig

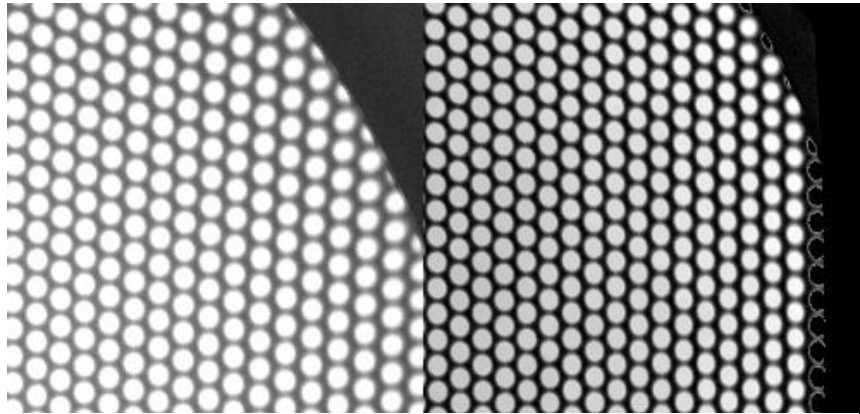


Abbildung 121: Nahaufnahme der oben gezeigten Grids/Gitter. Links: vor der Entzerrung; Rechts: nach der Entzerrung.

unterschiedliche Positionen hatten und ermöglichte die genaue Positionsbestimmung der implantierten Marker im Raum. Zur Kalibrierung wurde ein speziell aufgebauter Plexiglaskubus genutzt (siehe Abbildung 12). Er bestand aus vier Scheiben mit je 16 röntgendichten Markern, also insgesamt 64 Markern. Der Abstand zwischen den Markern wurde mittels hochpräziser Röntgentechnik vermessen und war fix. Der Kubus musste so aufgestellt und geröntgt werden, dass eine bestimmte Anzahl derselben Marker auf den Bildern aller für die Messung genutzten Röntgensystemen sichtbar war.

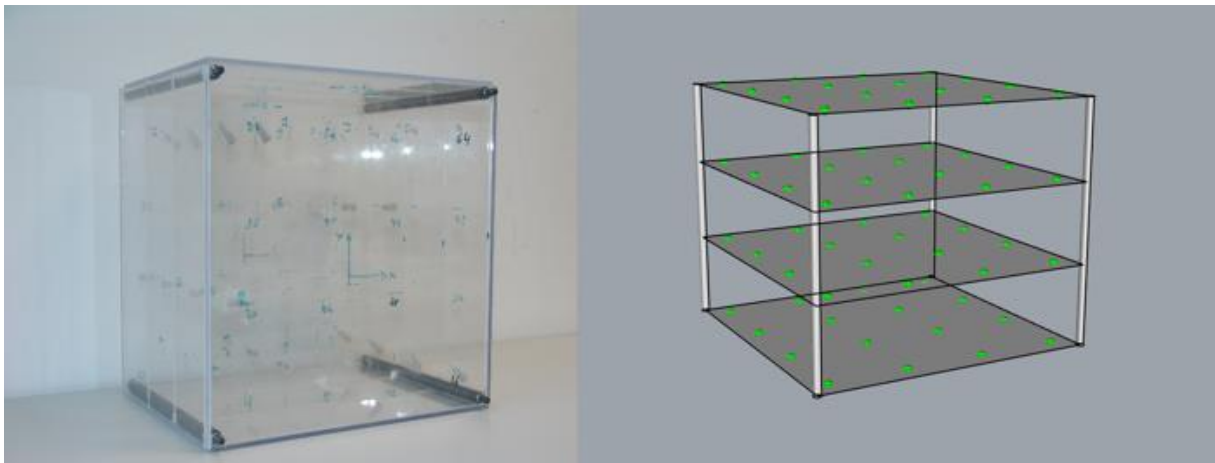


Abbildung 112: Plexiglaskubus der Kleintierklinik der Uni Leipzig mit 64 Röntgenmarkern an definierten Positionen. Links: Original (aus Rohwedder 2015); Rechts: Computermodell

3.6.2 Entzerrung

Wie bereits erwähnt tritt aufgrund der Wölbung des Bildverstärkers und den Einwirkungen des Erdmagnetfeldes eine Verzerrung der entstehenden Bilder auf (WANG et al. 2000). Daher war es notwendig eine Entzerrung der Bilddaten vorzunehmen. Hierzu wurde anhand der

vorher getätigten Aufnahmen der Lochbleche (Abbildung 4) die Verzerrung bestimmt und mit einem Algorithmus rückgerechnet. Dies geschah mit der „Undistort“ Funktion in XrayProject (XrayProject, Brown University, Providence, Rhode Island, USA), einem Programm für die Software MATLAB (The Mathworks, Natick, MA, USA) und muss für beide Kameras an den Bildverstärkern durchgeführt werden.

Mit diesen über die Verzerrung gesammelten Informationen wurden nun die Videoaufnahmen des Kalibrationskubus entzerzt. Hierfür nutzt man die „UndCal“ Funktion desselben Programms.

3.6.3 Kalibration im Raum und Kamerapositionen

Im nächsten Arbeitsschritt wurden der Raum sowie die Kamerapositionen anhand der vom Kalibrationskubus angefertigten Aufnahmen kalibriert. Dieser Prozess wird als DLT-Kalibrierung (direct linear transformation) bezeichnet und geschieht mit der Software „XrayProject“ (XrayProject, Brown University, Providence, Rhode Island, USA). Dabei ist es wichtig, dass der in seiner Position im Kubus definierte Punkt „x“ auch auf dem Video demselben Punkt „x“ zugeordnet wird, da sonst die gesamte Kalibration fehlerhaft ist (siehe Abbildung 13). Als letzter Schritt der Kalibration wurden

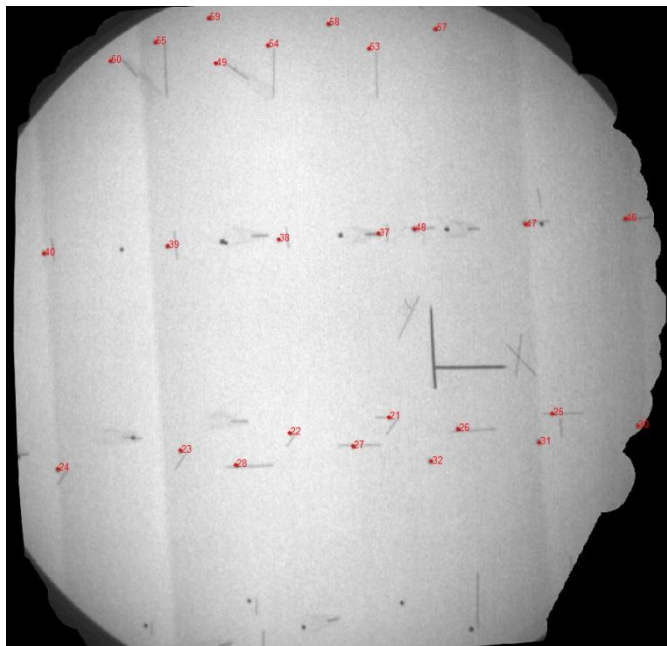


Abbildung 13: Röntgenbild des Kalibrationskubus mit markierten Markern

die Kubus-Kalibrationsdateien von Kamera A und Kamera B in eine Datei zusammen gefügt. Dies geschah mit der Funktion „Merge“. Hierbei wurden die Informationen zu den Markerpositionen aus beiden 2D-Aufnahmen zusammengefasst und daraus eine 3D-Position im Raum errechnet.

3.6.4 Digitalisieren der Bewegungsdaten

Bevor mit den Videoaufnahmen der Ganganalyse gearbeitet werden konnte, mussten sie einheitlich zugeschnitten werden. Dies geschah mit einem Videoschnittprogramm (VideoMach 5.5.3., Gromada.com). Es wurden für jeden Hund Sequenzen für Hang- und Stützbeinphase erstellt. Die Videos begannen jeweils 50 Einzelbilder bevor die jeweilige Gangphase beginnt und wurden 50 Einzelbilder nach der jeweiligen Stütz- bzw. Hangbeinphase beendet. Beginn und Ende der Gangphasen wurden durch Auffassung bzw. Abfassung

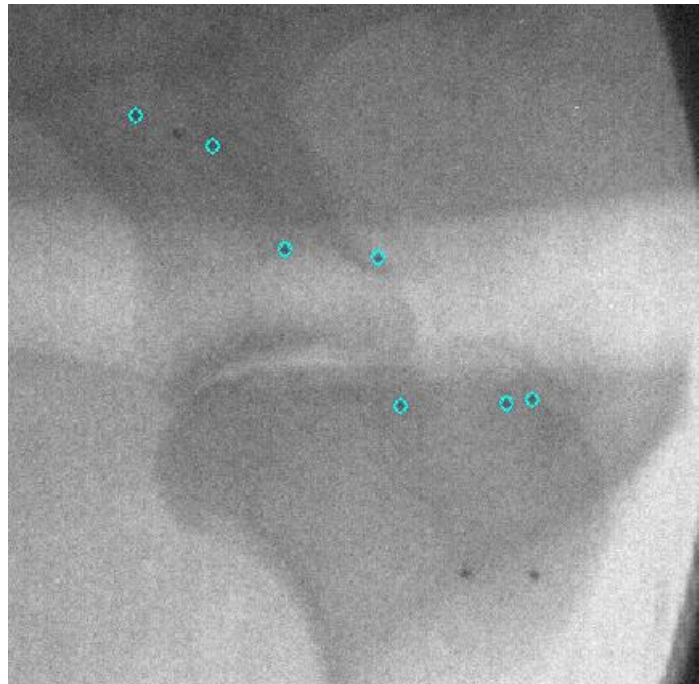


Abbildung 14: Ein Einzelbild eines Röntgenvideos mit vier markierten Markern in der Skapula und dreien im Humerus.

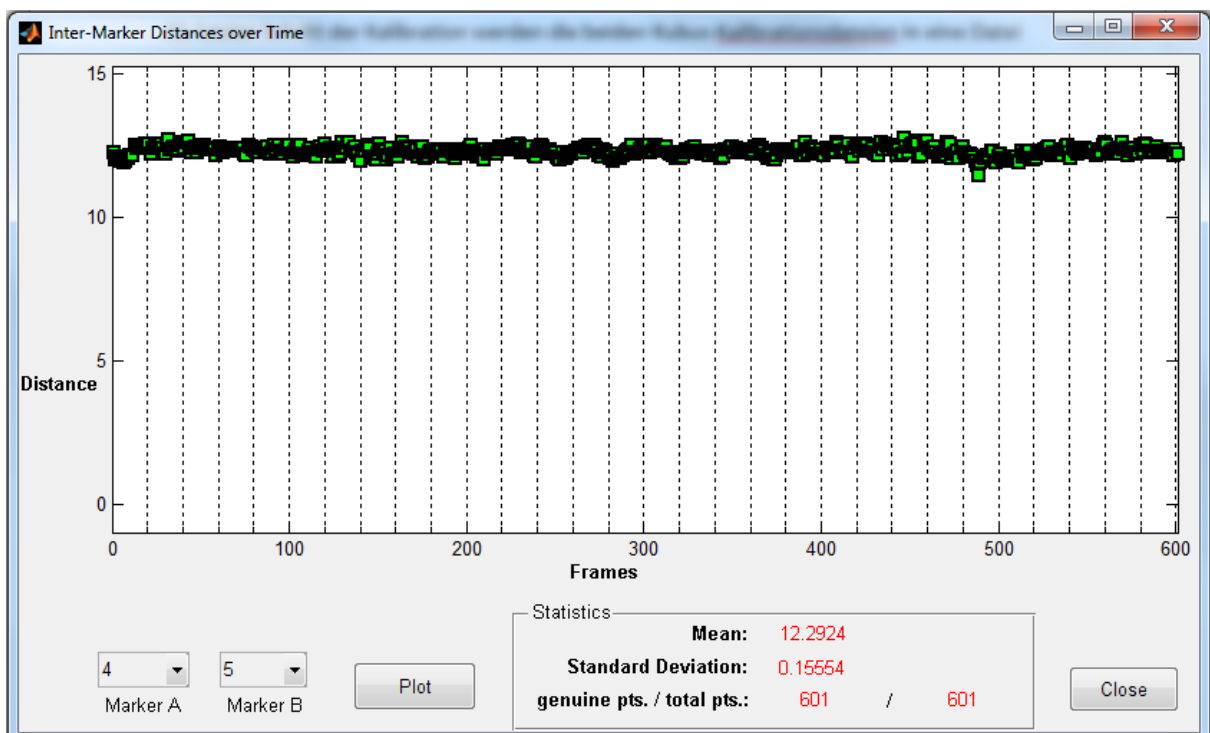


Abbildung 15: Im Beispiel zu sehen ist ein durchschnittlicher Abstand zwischen Marker 4 und 5, „Mean“ genannt. Er beträgt 12.2924 mm und hat eine Standardabweichung „Standard Deviation“ von 0.15554. Aufgrund des konstanten Abstands kann davon ausgegangen werden, dass beide Marker fest im Knochen verankert sind und ein relativ genaues „Tracking“ stattgefunden hat

bestimmt. Den genauen Zeitpunkt dieser kann man mit den Aufnahmen der Live-Kamera bestimmen, welche den Hund in Bewegung filmt. Um die Informationen der mittels Röntgenstrahlen aufgenommenen Bewegungen von Knochen und Tantalmarker in Raumkoordinaten umzuwandeln musste die Position der Marker im Raum für jedes Einzelbild der Aufnahme bestimmt werden. So musste dies für jeden Marker 500 mal pro Sekunde geschehen. Um diese Aufgabe zu bewerkstelligen wird das Programm „XrayProject“ (Brown University) für die Software „Matlab“ (Version R2008a, The MathWorks Inc., Natick, MA, USA) genutzt. Jedes Einzelbild einer Aufnahme wurde nun aufgerufen und den darauf sichtbaren Markern wurden mittels Mausklick Nummern zugewiesen (siehe Abbildung). So konnte die Software zur Erstellung der Animation später die Bewegung eines jeden Markers nachverfolgen. Nachdem die Marker nummeriert waren, wurden sie parallel für beide Betrachtungswinkel zu markiert.

Über „Check Distances“ wurde der Abstand der Marker im Humerus und der Abstand der Marker welche in die Skapula implantiert wurden über die Zeit gemessen (siehe Abbildung). Zu große Abweichungen sprechen entweder für einen lose sitzenden Marker oder ein ungenaues Klicken des Markers. Das Tracking der Marker kann durch die Software automatisch durchgeführt werden. Dies war nur möglich, wenn die Marker einen gewissen Mindestabstand zueinander haben und sich nicht überlagerten. Außerdem musste der Kontrast des Videos gut sein. In bestimmten Bereichen konnte mit der automatischen Funktion Zeit gespart werden, allerdings musste aufgrund von Überlagerungen und teils schlechten Kontrastverhältnissen der Großteil des Trackings manuell durchgeführt werden.

3.6.5 Filtern der Bewegungsdaten

Nach dem Speichern der digitalisierten Markerpunkte wurden die Daten mit dem „Butterworth“ Filter (25 Hz) bereinigt. Dieses Filtern sorgt dafür, das Rauschen der Bewegungsdaten zu glätten. Als Rauschen werden kleine Ungenauigkeiten bezeichnet, welche während des manuellen oder automatisierten Markertrackings auftreten. Größere Unregelmäßigkeiten, die auf Fehler beim Digitalisieren deuten, sowie Abschnitte nicht definierter Markerpositionen sind gut zu erkennen (siehe Abbildung). Diese Bereiche wurden dann erneut einem manuellen Tracking unterzogen.

3.7 Dreidimensionale Computeranimation des Schultergelenks anhand von Kinematikdaten

3.7.1 Markerpositionen

Um nicht nur die Marker, sondern das gesamte Schultergelenk mit den dazugehörigen Knochen in Bewegung zu versetzen, musste genau definiert werden, an welchen Positionen die Marker implantiert wurden. Diese Daten sind im CT-Scan enthalten und können mit dem Skript „ZentroidMarker“ für „MeVisLab“ (MeVisLab

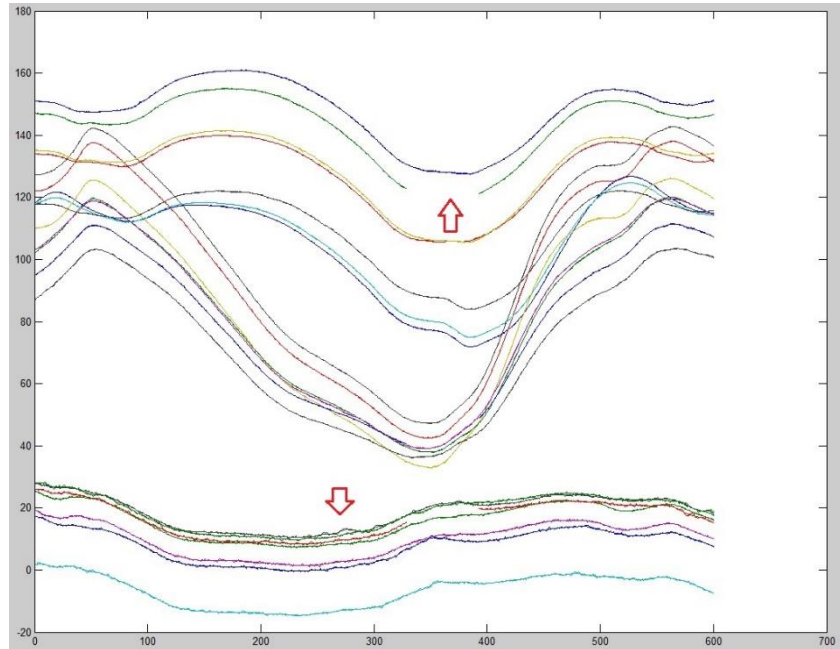


Abbildung 16: Roter Pfeil oben: das automatisierte Markertracking hat aufgrund mangelnder Kontrastverhältnisse nicht funktioniert. Dieser Bereich muss manuell getrackt werden. Roter Pfeil unten: Aufgrund mangelnder Kontrastverhältnisse entstand ein zu starkes Rauschen, dieser Bereich muss manuell, erneut getrackt werden.

2.0, MeVisMedical Solutions AG, Bremen, Germany) ausgelesen

werden. Die Raumkoordinaten wurden nun in die „Markerpositionsdatei“ eingetragen. Anschließend wurde mit der Funktion „Calculate Rigid Body Motion“ von XrayProject die Information über die Markerpositionen im Kochen mit den Bewegungsdaten verbunden. Hierzu musste zusätzlich angegeben werden, welche Marker welchem Knochen zugehörig waren.

3.7.2 3D-Modelle

Die CT-Daten wurden aus dem PACS System exportiert und als Dicom Dateien gespeichert. Mit einem speziellen Programm wurde aus den einzelnen Schnittbildern ein dreidimensionales Volumen zusammengesetzt. Dieses musste, je nach Lagerung des Tieres um die X-Achse gespiegelt werden, sodass die erstellte Volumendatei dieselbe Ausrichtung im Raum hatte wie

der Hund auf dem Laufband. Anschließend wurde die Datei für die Weiterverarbeitung im vtk-Format gespeichert und mit „Paraview“ (Kitware Inc., New York, NY, USA, www.paraview.org) wieder geladen. Hier wurde nun zunächst der Hounsfield-Bereich für das CT-Modell festgelegt. Er ist so zu definieren, dass die einzelnen

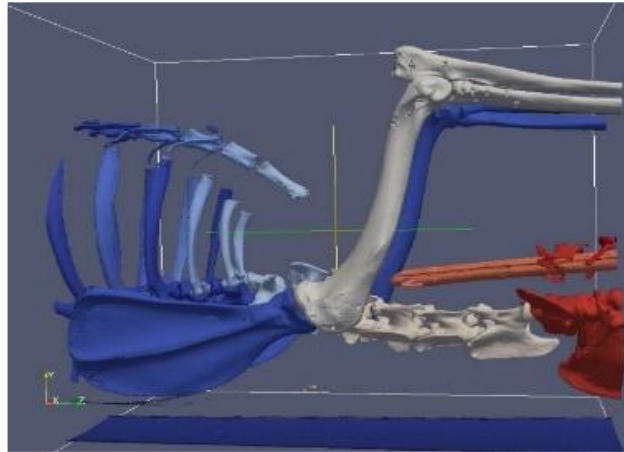


Abbildung 1714: hier ist die farblich veranschaulichte Separierung der Knochen in „Paraview“ zu sehen

Knochen klar voneinander separiert dargestellt werden konnten und gleichzeitig keine weniger dichten Knochenteile fehlten. In der Regel lag dieser Bereich zwischen 1400HU und 1500HU. Mit dem Filter „Connectivity“ konnte gezeigt werden, welche einzelnen Elemente voneinander getrennt waren (siehe Abbildung 1714). Entscheidend war, dass Skapula und Humerus des linken Schultergelenks kein zusammenhängendes Volumen bildeten. Dies wurde durch eine unterschiedliche Farbgebung visualisiert. Mit Hilfe der unterschiedlichen „Region-IDs“ der verschiedenen Knochen konnten diese über den Filter „Threshold“ separiert und anschließend im „ply.“ und „vtk.“ Format gespeichert werden. Da die Knochen des Ellenbogengelenks deutlicher enger zusammen liegen, ist der Humerus nicht ohne weiteres von Radius und Ulna zu trennen. Hierzu wurde das „Clip“ Tool benutzt, um den distalen Teil des Humerus, gelenksnah „abzutrennen“. Um ein späteres Nutzen der 3D-Modelle in Maya (Autodesk Maya, Autodesk Inc., San Rafael, CA, USA) zu gewährleisten wurden die Dateien mit dem Programm „Meshlab“ (Paolo Cignoni, Visual Computing Lab, Italian National Research Council) geladen und anschließend im „Object“-Format (obj.) gespeichert.

3.7.3 Import in Maya

Um das Knochenmodell nun entsprechend des originären Bewegungsmusters zu animieren, wurde das Programm Maya (Autodesk Maya, Autodesk Inc., San Rafael, CA, USA) genutzt. Zunächst wurden Skapula und Humerus im .obj-Format über die „import“ Funktion eingeladen. Über das „XROMM_tools“ Skript wurden nun die Bewegungsdaten des Trackings der Röntgenvideos importiert. So entstand ein bewegtes Knochenmodell des Schultergelenks,

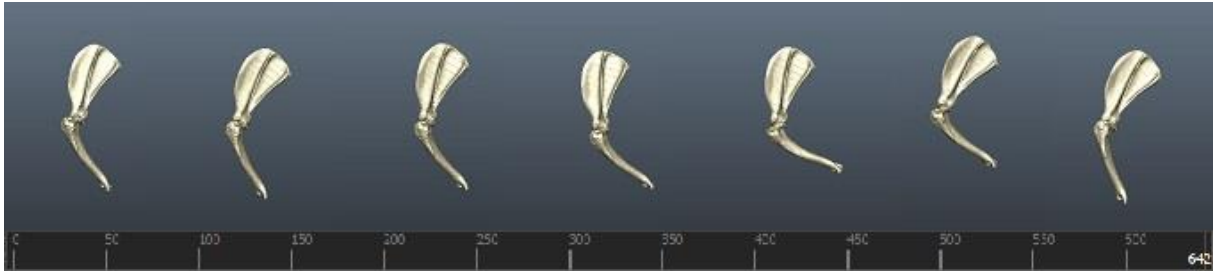


Abbildung 18: Mehrere Momentaufnahmen des animierten Schultergelenks in Maya

welches genau die Bewegung widerspiegelte, die das Tier auf dem Laufband durchgeführt hatte (Abbildung 18) und die sich in jeder Phase der Bewegung aus beliebigem Winkel betrachten ließ. Für eine bessere Darstellung der Animation wurden die Kanten geglättet und dem Modell durch den „leipzigboneshader“ eine goldglänzende Farbe verliehen (Abbildung 19).

Für ein einfacheres Verständnis der Bewegung eines einzelnen Knochens, können Skapula oder Humerus beliebig ein- oder ausgeblendet werden. Des Weiteren ist es möglich einen Knochen im Raum zu fixieren und für den zweiten Knochen nur die Relativbewegung zum ersten Knochen zu animieren. Dies eliminiert die visuelle Ablenkung, welche entsteht, wenn sich beide Knochen gleichzeitig durch den Raum bewegen. Für das Schultergelenk eines jeden Hundes wurden drei vollständige Schritte animiert.

Die Animationen lassen sich für eine leichtere Präsentation und Zugänglichkeit aus dem Programm in Form von Videos oder Bildreihen exportieren.



Abbildung 19: In Maya geladene 3D-Knochenmodelle von Skapula und Humerus, durch Markerkoordinaten in physiologische Stellung gebracht.

3.8 Quantitative Auswertung der Schultergelenkskinematik

3.8.1 3D-Kinematik und Koordinatensystem

Das virtuelle Einpassen einer Kugel in den Humeruskopf ermöglichte es das Zentrum der Rotation des Schultergelenks zu finden (Abbildung 20). So konnten auch Eljack et al. mittels dieser Methode ein präzises Computermodell zur Ermittlung radioulnarer Inkongruenz erstellen (ELJACK et al. 2013).

In Maya wurde eine virtuelle Kugel in den Humeruskopf eingepasst. Dies geschah so, dass sie sich mit der kaudodorsalen Gelenksfläche deckte und auch in

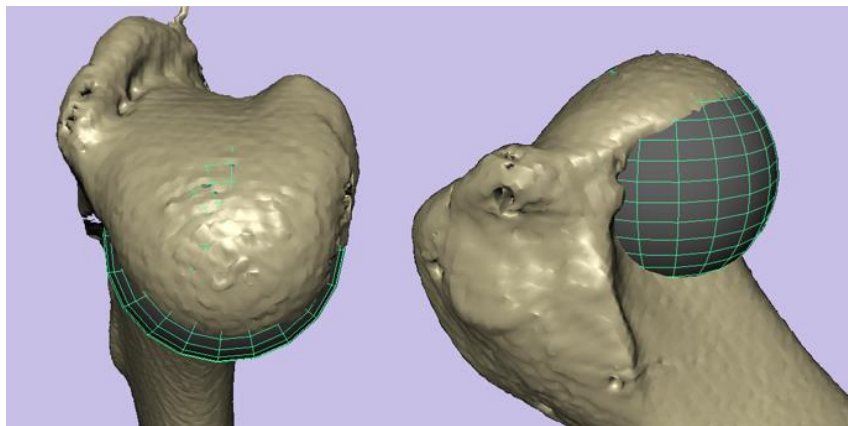


Abbildung 20: Eine virtuelle Kugel wurde in das 3D-Modell des Humeruskopfes eingepasst

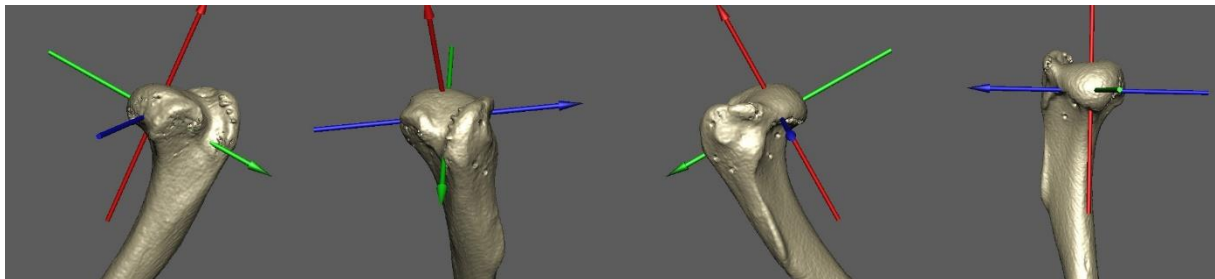


Abbildung 16: Koordinatensystem mit Zentrum im Humeruskopf, die X-Achse (rot) verläuft parallel zum Längsverlauf des Humerus, die Y-Achse (grün) durchsticht den Humeruskopf im Sulcus intertubercularis neben dem Tuberculum majus. Die Z-Achse (blau) verläuft von medial nach lateral durch den Humeruskopf.

mediolateraler Orientierung in der Mitte dieser Gelenksfläche lag.

Mittels der „JointAxes“-Funktion wurde ein Achsensystem an Humerus und Skapula angelegt (Abbildung 16, Abbildung und Abbildung 17). Dieses Achsensystem bestand für Skapula und Humerus aus je drei Achsen (x, y, z). Die Achsen wurden

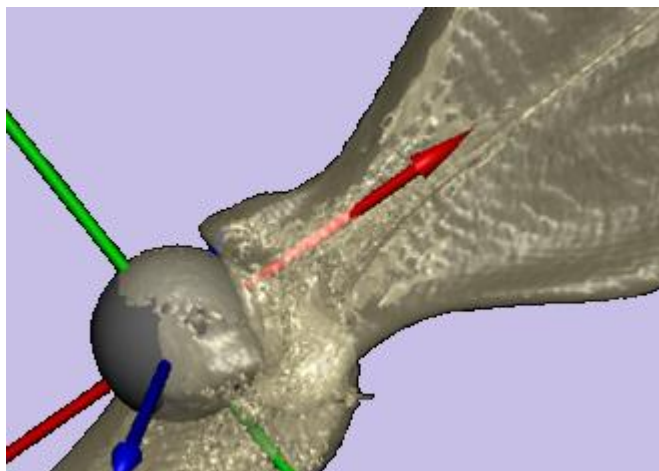


Abbildung 22: Virtuelle Kugel/Sphere im Humeruskopf mit Koordinatensystem

an anatomischen Landmarks der beiden Knochen ausgerichtet und dann in dieser Position fest mit dem jeweiligen, virtuellen Knochenmodell verbunden (Abbildung

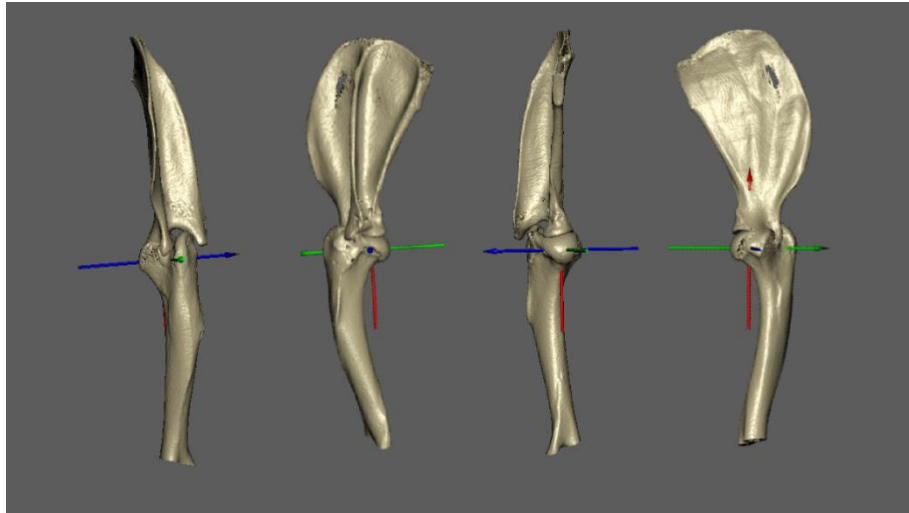


Abbildung 23: Achsenverlauf durch das Schultergelenk von kranial, lateral, kaudal und medial.

Der Schnittpunkt aller

Achsen liegt in der Mitte der virtuellen Sphäre. Dies bedeutet im Umkehrschluss, dass nicht die Achsen an den Knochen, sondern die Knochen an den Achsen ausgerichtet wurden. Dabei musste bei der Ausrichtung der Koordinatensysteme die Anatomie der jeweiligen Knochen berücksichtigt werden.

Die X – Achse ist die Gelenkhochachse. Sie verläuft von distal nach proximal, parallel zur Längsachse des Humerus um dann zentral durch den Humeruskopf ebenfalls zentral

durch die *Cavitas glenoidalis* zu stoßen. Dann verläuft sie parallel zur *Spina scapulae* im Körper der Scapula weiter nach proximal. Sie verläuft durch die Sagittalebene. Die Y-Achse verläuft von kaudal nach kranial durch die Transversalebene. Sie durchsticht den kranialen Humeruskopf um im *Sulcus intertubercularis* neben dem *Tuberculum majus* wieder auszutreten. Die Skapula wird von dieser Achse im *Processus coracoideus* durchstoßen (Abbildung 4 und Abbildung 25). Die Ausrichtung der Z-Achse ergibt

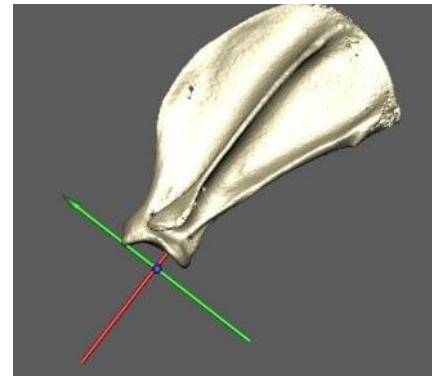


Abbildung 24: Y-Achse verläuft von kaudal nach kranial durch den Proc. coracoideus des Tuberculum Supraglenoidale; X-Achse verläuft von distal nach proximal, parallel der Spina scapulae

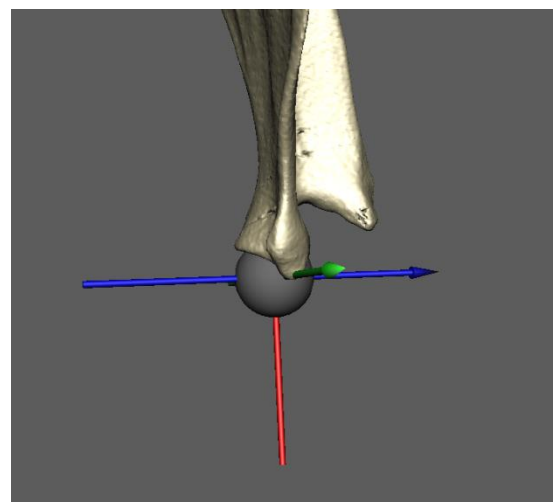


Abbildung 175: Kraniale Ansicht der virtuellen Sphäre in der Cavitas glenoidalis. Ebenfalls zu sehen: Das Durchstechen der Y-Achse (grün) durch den Proc. coracoideus des Tuberculum supraglenoidale.

sich durch die Positionen der beiden übrigen Achsen. Sie verläuft von medial nach lateral und

damit ebenfalls durch die Transversalebene.

Diese Position der Knochen stellt die sog. Frame Null Konfiguration (Abbildung 3) dar und befindet sich, zeitlich gesehen, vor dem Beginn des Bewegungsablaufs. Extensions- bzw. Flexionswinkel betragen vor Beginn der Bewegung 180° . Adduktions- und Abduktionswinkel sowie Pronations- und Supinationswinkel betragen 0° . Die Translation beträgt vor Beginn der Bewegung null Millimeter.

Wird die Animation nun gestartet bewegen sich die an Skapula und Humerus „fixierten“ Achsen relativ zueinander. Hierbei werden Rotation und Translation entlang aller Achsen in den sechs Freiheitsgraden aufgezeichnet. Diese relativen Bewegungsdaten werden nun nach Excel exportiert und können grafisch veranschaulicht werden.

3.8.2 Aufklappen des Gelenks im Röntgenvideo

Um die Breite des Gelenkspaltes und seine Veränderung Während der Bewegung genau zu bestimmen, ist es nötig festzustellen, wieviele Pixel auf dem Video einem Millimeter am Probanden entsprechen. Da die Größe der implantierten Marker bekannt war, konnte die Messung anhand dieser kalibriert werden (siehe Abbildung 196). Alle in einem Einzelbild

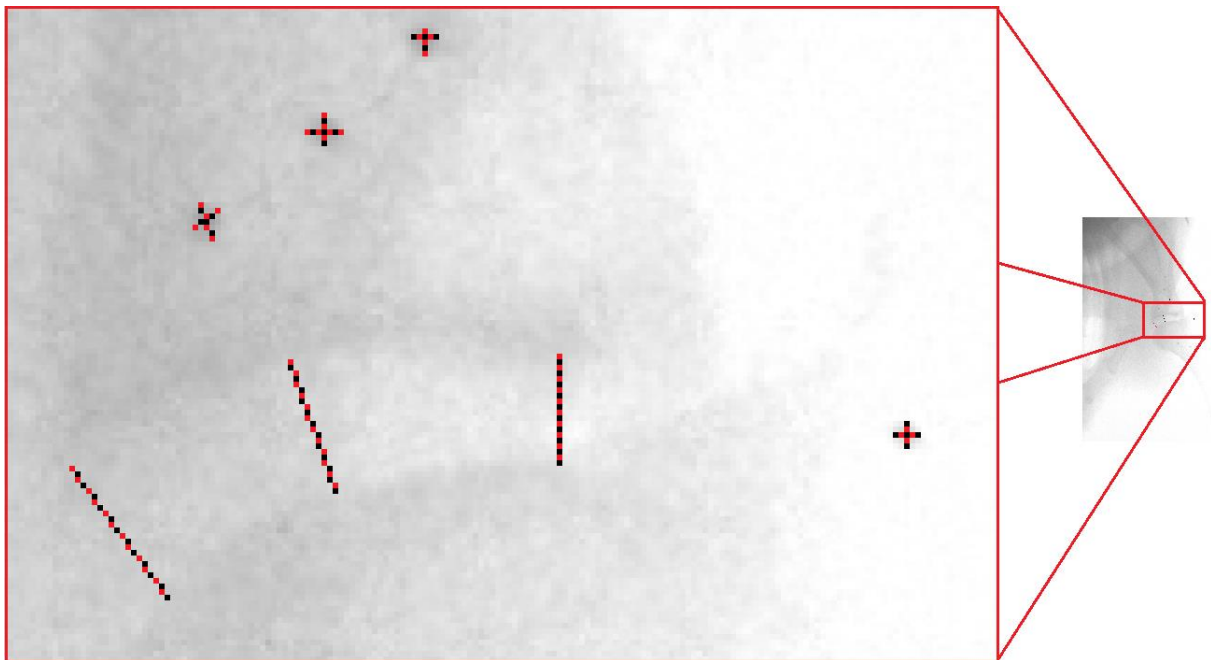


Abbildung 26: Hier ist pixelgenaue Messung des Gelenkspaltes (dre rotschwarze Linien) an drei Punkten sowie die Kalibration an den einzelnen Markern (vier rotschwarze Kreuze) zu sehen. Die roten wie schwarzen Quadrate entsprechen jeweils einem Pixel.

sichtbaren Marker wurden in Pixel vermessen. Das Ergebnis war jedes mal identisch. Ein Millimeter entsprach sechs Pixel.

Um den maximalen Gelenkspalt zwischen Scapula und Humerus zu vermessen, wurde visuell die Position ausgewählt in der der Spalt am größten erschien. Hierzu wurde die linke Kamera verwendet, welche von rechts bzw. *medial* und *caudal* auf das linke Schultergelenk gerichtet war. Anschließend wurden drei Messungen senkrecht zum *Caput humeri* und der *Cavitas glenoidalis* getätigt. Eine Messung am *caudalen* Gelenksrand, eine am *cranialen* und eine dazwischen. Daraus wurde anschließend ein Mittelwert errechnet. Um den Verlauf der Gelenksöffnung zu zeigen, wurden zusätzlich drei Positionen vor der maximalen Gelenksöffnung und drei Positionen nach der maximalen Gelenksöffnung vermessen. Jeweils drei Messungen wurden in jeder Position durchgeführt. Der Abstand der verschiedenen Positionen betrug 30 Frames.

3.8.3 Datenanalyse

Die von Maya ausgegebenen Daten zu Translation bzw. Rotation um alle drei Achsen wurden zur besseren Übersicht in eine Excel Tabelle geladen.

In einem nächsten Schritt wurden die Bewegungsdaten aus den drei Schrittfolgen für jeden Hund gemittelt. Da die aufgenommenen Sequenzen nicht immer genau die gleiche Länge hatten,

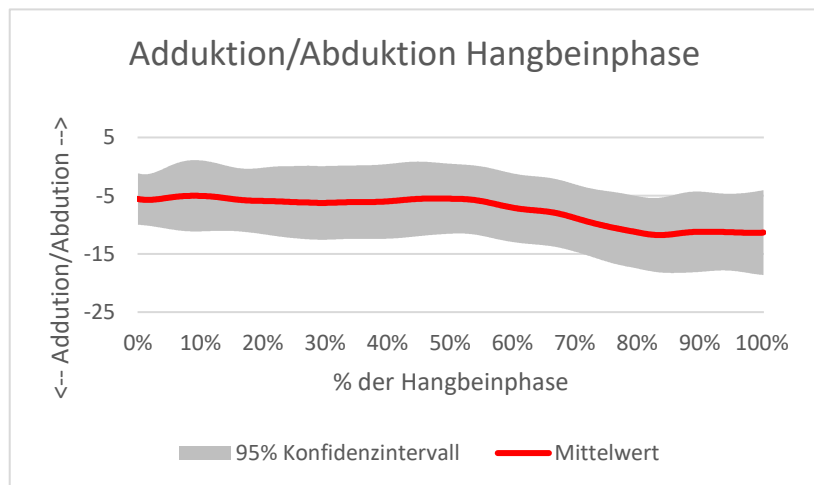


Abbildung 27: Graphische Darstellung von Bewegungsdaten mit Mittelwert sowie 95% Konfidenzintervall.

mussten sie zunächst einander angeglichen werden. Dies geschah mit Matlab (The Mathworks, Natick, MA, USA). Die Werte für jede Bewegung wurden geladen und von beispielsweise 250, 230 und 240 Frames auf 1000 Frames gestreckt. So war es möglich, eine Kurve zu erstellen, die den Mittelwert der vom jeweiligen Hund durchgeführten Schritte

repräsentiert (Abbildung 27). Dies wurde für alle sechs Freiheitsgrade bei jedem Probanden durchgeführt. Als nächstes werden die Auffussungs- bzw. Abfussungspunkte der einzelnen Hunde synchronisiert um die gemittelten Werte der Patienten erneut zusammen zu fassen und in einem Graph abbilden zu können (Abbildung 29-51). Zusätzlich wurde das 95% Konfidenzintervall sowie die Standardabweichung berechnet. Aus den Schritten aller Probanden wurde der Mittelwert für jeden Freiheitsgrad berechnet. Der Mittelwert wurde stets mit Standardabweichung und 95% Konfidenzintervall angegeben. Das Maximum und Minimum gibt den größten bzw. kleinsten Wert des Mittelwerts eines jeweiligen Freiheitsgrades an. Die ROM berechnet sich aus der Differenz zwischen Maximum und Minimum und wird immer mit Standardabweichung und 95% Konfidenzintervall angegeben. Die Hangbeinphase beginnt mit dem Abheben der Pfote von dem Untergrund und endet mit dem ersten Kontakt der Pfote mit dem Untergrund beim Wiederaufsetzen. Zur genauen Bestimmung dieser Punkte wurde das Live-Video verwendet. Die Stützbeinphase beginnt mit dem Aufsetzen der Pfote auf den Untergrund und endet mit dem vollständigen Kontaktverlust zwischen Pfote und Untergrund beim Anheben.

Maxima und Minima, Rotation und Translation zur Auffassung bzw. Abfassung, sowie die Werte zu bestimmten Zeitpunkten der jeweiligen Fortbewegungsphasen werden zusammen mit der Standardabweichung angegeben.

4 Ergebnisse

Um ein leichteres Auswerten und Interpretieren der Ergebnisse zu ermöglichen, beziehen sich alle Angaben in Grad und Millimeter auf eine, bereits oben beschriebene, künstliche Ausgangsstellung des Schultergelenks. Zur Bedeutung der Gelenksachsen sei noch einmal auf Kapitel 3.8.1 „3D-Kinematik und Koordinatensystem“ hingewiesen.

4.1 Hangbeinphase

4.1.1 Rotation

4.1.1.1 *Supination und Pronation*

Während der Hangbeinphase befindet sich das Schultergelenk in einer Supinationshaltung von durchschnittlich $25,1^\circ$ (SD:2,9; 95%KI:19,3-30,8) relativ zur Nullposition (Abbildung 28).

Eine Rotation um diese Achse bedeutet also eine Supination bzw. Pronation des Humerus relativ zur Skapula. Eine

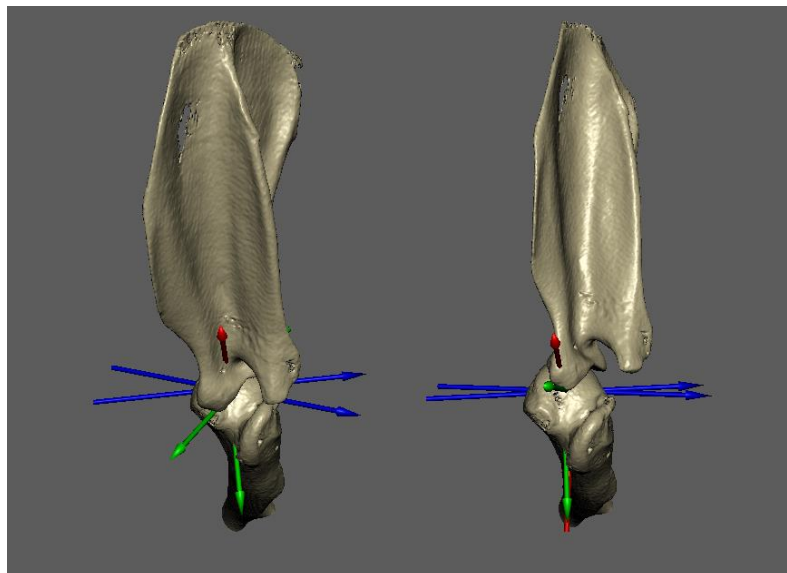


Abbildung 28: Hund #3. Links: bei 40% der Hangbeinphase, starke Supination. Rechts: Bei 95% der Hangbeinphase, geringe Supination. Siehe Auseinanderweichen der grünen und blauen Achsen.

positive Bewegungsrichtung entspricht einer Supination, eine negative Bewegungsrichtung einer Pronation. Die ROM beträgt $10,7^\circ$ (SD:2,9; 95%KI:19,3-30,8). Das 95% Konfidenzintervall reicht von $19,3^\circ$ - $30,8^\circ$. Zu Beginn der Hangbeinphase findet die maximale Supination ($28,5 \pm 2,9^\circ$) statt um dann in vollem Umfang zurück zu drehen und am Ende der Hangbeinphase die minimale Supination von $17,8 \pm 2,9^\circ$ einzunehmen. Die Abfussung findet im Durchschnitt bei einem Winkel von $22,0 \pm 2,9^\circ$ statt, die Auffassung bei $17,8 \pm 2,9^\circ$. Der Winkel zur Halbzeit der Schwungphase beträgt $26,9 \pm 2,9^\circ$. Relativ zum Nullpunkt findet ausschließlich

Supination statt (Abbildung 29).

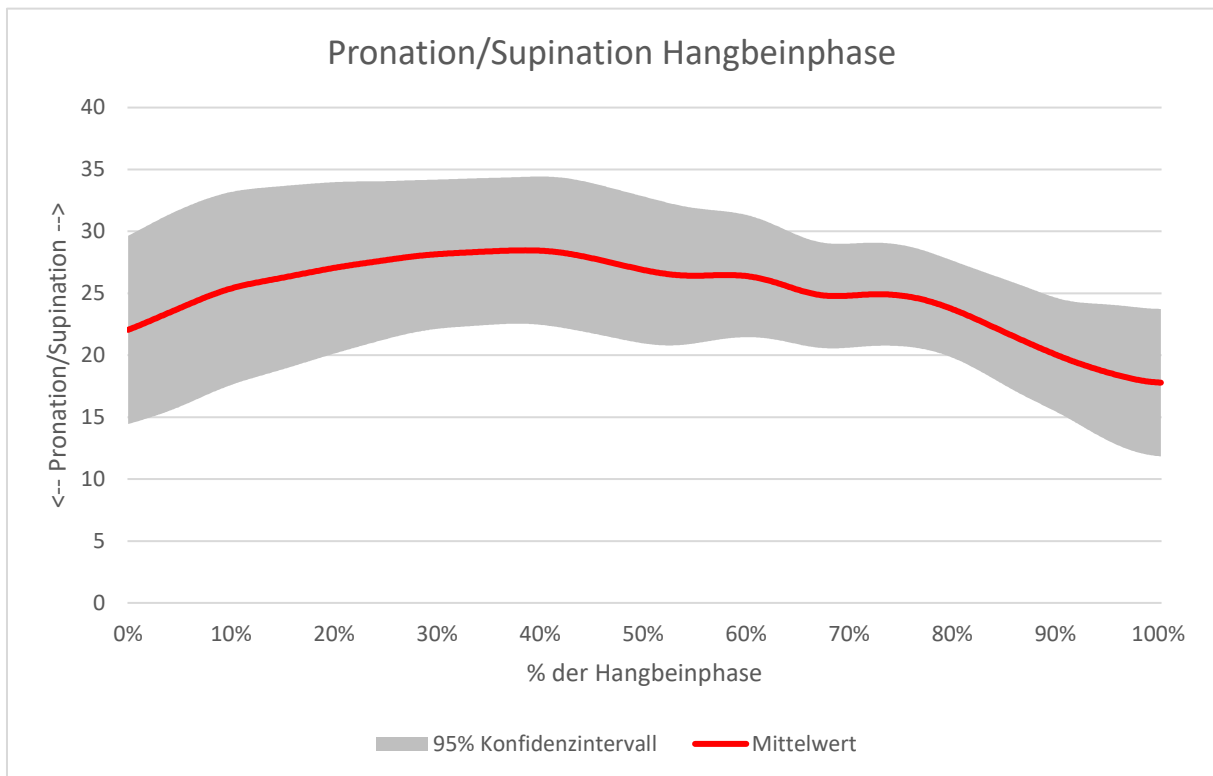


Abbildung 29: Grafische Darstellung von Supination und Pronation in der Hangbeinphase mit Konfidenzintervall und Mittelwert.

4.1.1.2 Adduktion und Abduktion

Während der Hangbeinphase liegt der Mittelwert der Rotation des Schultergelenks um die Y-Achse bei $-7,6^\circ$ (SD: $2,4^\circ$; 95%KI: $-13,7 - -1,5$) relativ zur Nullposition. Die Y-Achse stellt in diesem Versuchsaufbau

die Gelenksachse dar, welche von kaudal nach kranial verläuft (Abbildung 30). Negative Werte zeigen eine Adduktion, positive Werte

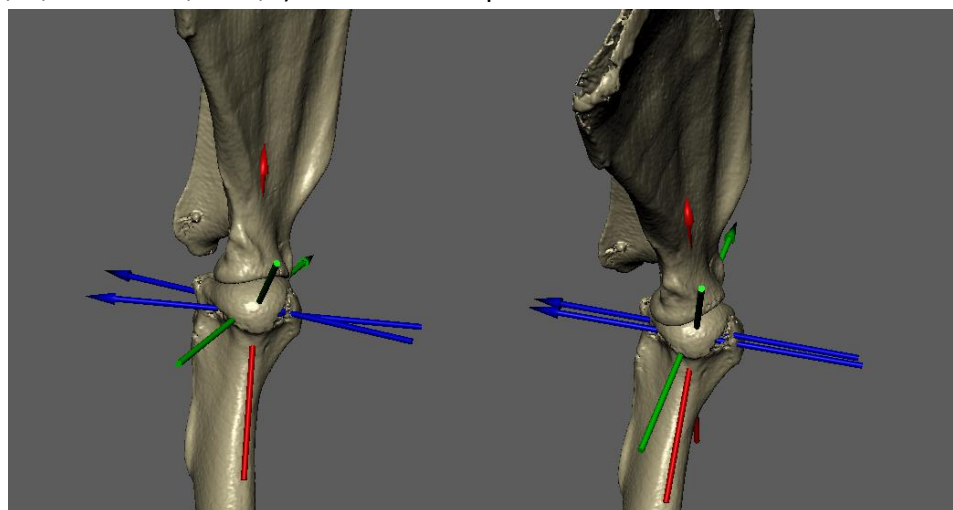


Abbildung 30: Hund #3. Links: 85% der Hangbeinphase, maximale Adduktion (blaue Achsen divergieren deutlich). Rechts: 50% der Hangbeinphase, minimale Adduktion (blaue Achsen fast parallel)

eine Abduktion an. Folglich liegt während der Hangbeinphase ausschließlich eine Adduktion der Gliedmaße vor. Die Hauptbewegung findet im letzten Drittel der Hangbeinphase, vor der Auffassung, statt. In der ersten Hälfte befindet sich das Gleno-humeralgelenk in einer leichten Adduktion von durchschnittlich $-5,7 \pm 2,4^\circ$. Über das folgende Viertel der Hangbeinphase hinweg steigt die Adduktion weiter bis auf $-7,6 \pm 2,4^\circ$ um dann im letzten Viertel bis zur Auffassung auf $-11,8 \pm 2,4^\circ$ anzusteigen. Die ROM stellt mit $6,7 \pm 2,4^\circ$ den geringsten Rotationsumfang des Schultergelenks während der Hangbeinphase dar. Das 95% Konfidenzintervall reicht von $-1,5^\circ$ - $-13,7^\circ$. Das Minimum der Rotation liegt bei $-11,8 \pm 2,4^\circ$, das Maximum bei $-5,0 \pm 2,4^\circ$. Die Abfussung findet im Mittel bei $-5,6 \pm 2,4^\circ$ statt, die Auffassung bei $-11,3 \pm 2,4^\circ$ (Abbildung 31). In Mitte der Hangbeinphase beträgt der Winkel $-5,5 \pm 2,4^\circ$, das Gelenk befindet sich also in Adduktion.

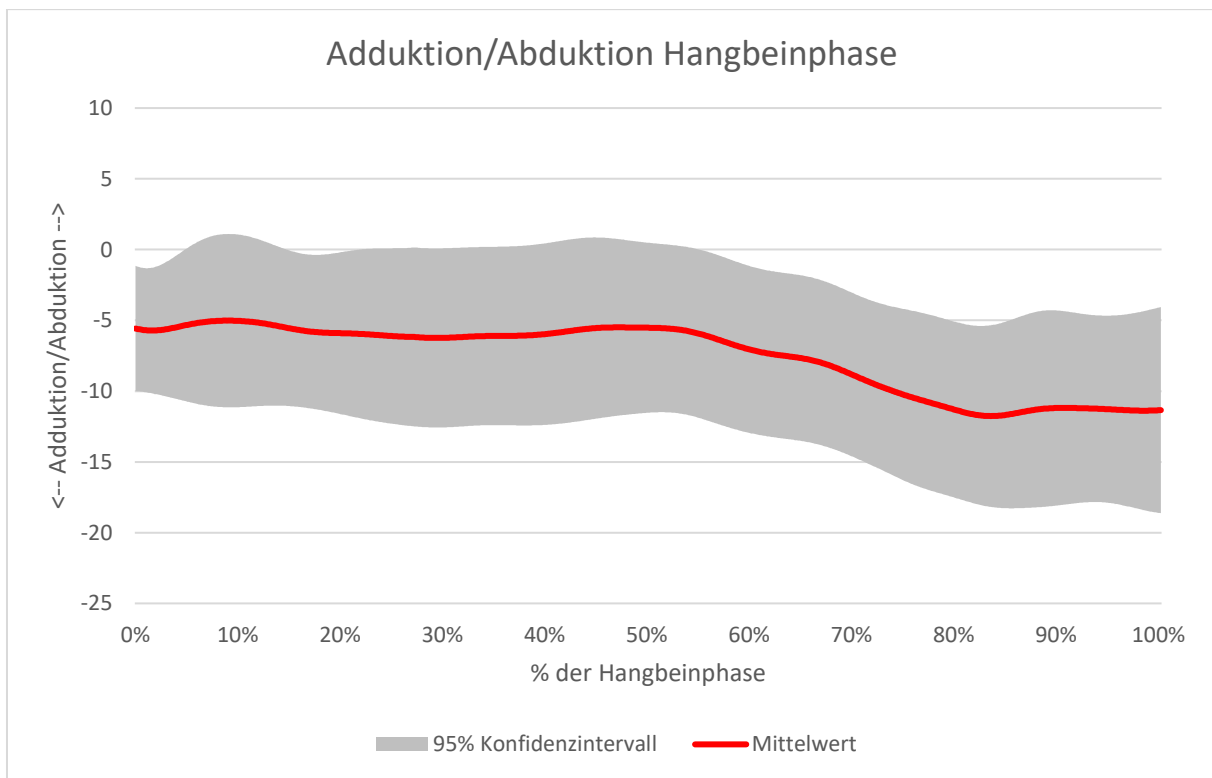


Abbildung 31: Grafische Darstellung von Adduktion und Abduktion in der Hangbeinphase mit Konfidenzintervall und Mittelwert.

4.1.1.3 Extension und Flexion

Während der Hangbeinphase liegt der Mittelwert der Rotation des Schultergelenks um die Z-Achse bei $127,0^\circ$ (SD:13,8; 95%KI:117,4-136,6) relativ zur Nullposition (180°) (Abbildung 32). Die Z-Achse stellt in diesem Versuchsaufbau die Gelenksachse dar, welche von medial nach lateral verläuft und gleichzeitig den höchsten

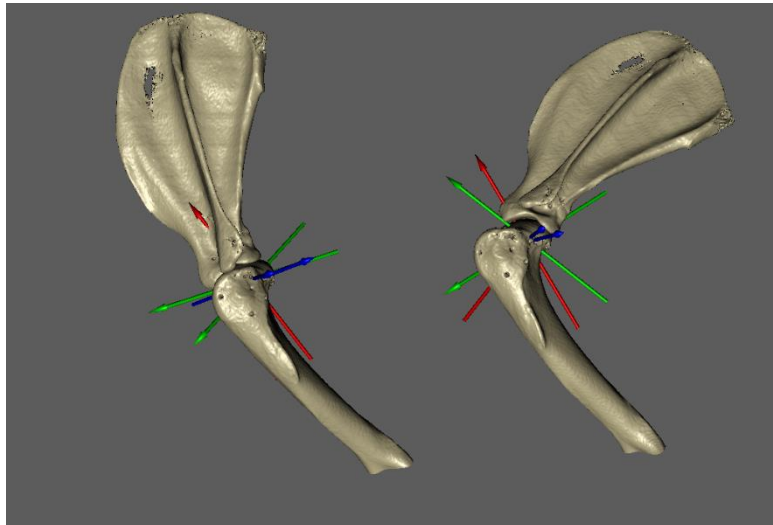


Abbildung 32: Hund #3. Links: 93% der Hangbeinphase, maximale Extension (rote Achsen divergieren wenig).

Rechts: 42% der Hangbeinphase, maximale Flexion (rote Achsen divergieren stark).

Bewegungsumfang aufweist. Eine Rotation des Gelenks um die Z-Achse ist demnach ein Beugen bzw. Strecken des Gelenks. Die ROM beträgt $39,7 \pm 13,8^\circ$. Das 95% Konfidenzintervall reicht von $117,4^\circ$ - $136,6^\circ$. Die Beugung und Streckung des Schultergelenks während der Hangbeinphase stellt den größten Bewegungsumfang des Gelenks bei der Fortbewegung im Schritt dar. Mit dem Zeitpunkt der Abfussung beginnt sich das Gelenk zu beugen, um kurz vor der Mitte der Hangbeinphase den Scheitelpunkt (das Minimum liegt bei $109,6 \pm 13,8^\circ$) zu erreichen und sich von dort an wieder zu strecken. Die maximale Streckung beträgt $149,3 \pm 13,8^\circ$. Kurz nach der maximalen Streckung erfolgt die Auffussung. Die Abfussung findet im Mittel bei $131,9 \pm 13,8^\circ$ statt, die Auffussung bei $146,7 \pm 13,8^\circ$. In der Mitte der Hangbeinphase beträgt der Winkel zwischen Humerus und Skapula $112,1 \pm 13,8^\circ$ (Abbildung 33).

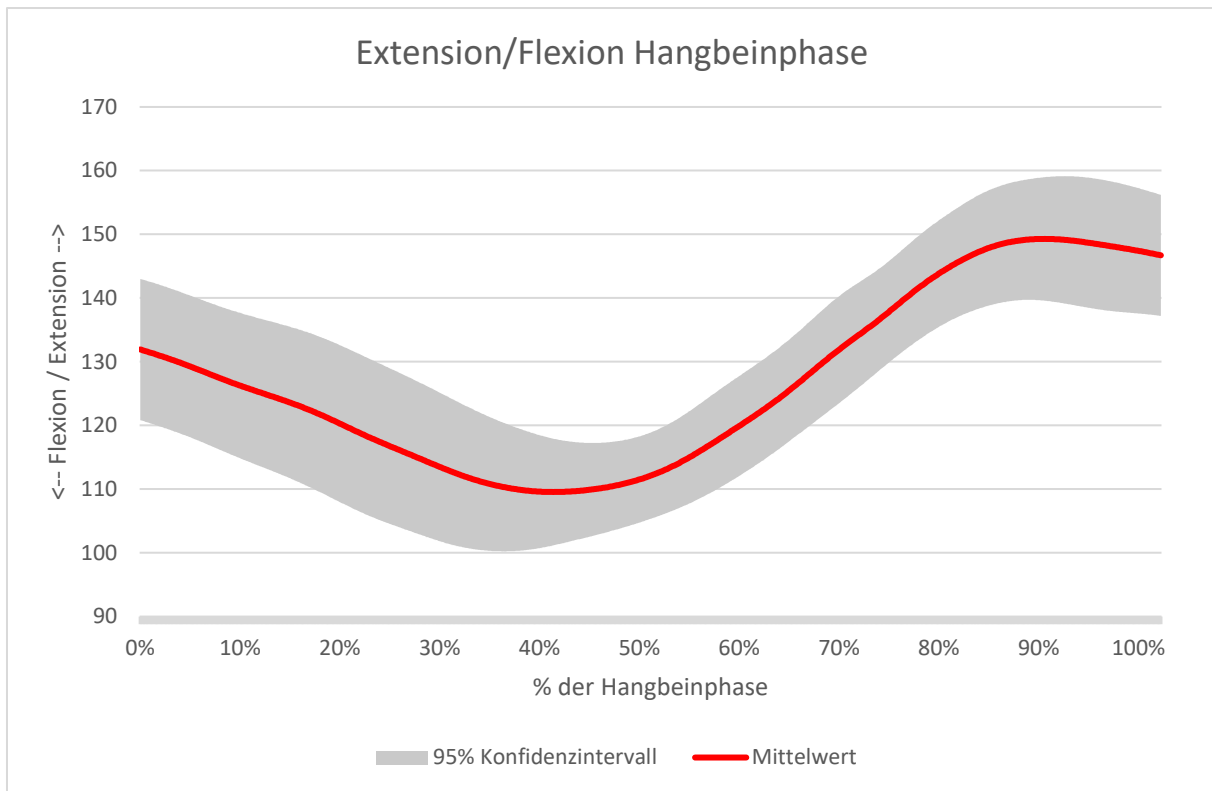


Abbildung 33: Grafische Darstellung von Extension und Flexion in der Hangbeinphase mit Konfidenzintervall und Mittelwert.

4.1.2 Translation

4.1.2.1 Proximale/distale Translation

Während der Hangbeinphase beträgt die Translation des Schultergelenks in der X-Achse im Mittel -1,2 mm (SD: 0,2mm; 95%KI: -3,3-0,76) (Abbildung 34) relativ zur Nullstellung. Die X-Achse stellt in diesem Versuchsaufbau die Gelenksachse dar, welche von distal nach proximal verläuft. Während drei Viertel der Hangbeinphase bleibt der Abstand zwischen der humeralen und skapulären Gelenksfläche weitestgehend konstant. Im letzten Viertel, kurz vor der Auffassung nimmt der mittlere

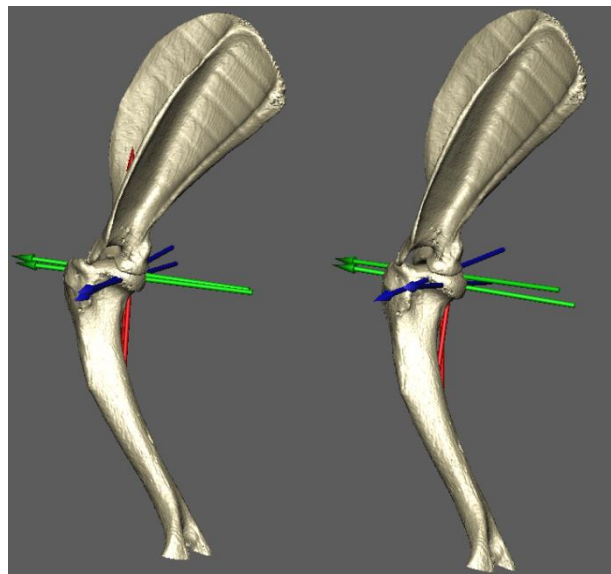


Abbildung 204: Hund #3. Links: 100% der Hangbeinphase, minimale Translation (grüne Achsen wenig parallelverschoben) Rechts: 15% der Hangbeinphase, maximale Translation (grüne Achsen stärker parallelverschoben).

Abstand um $0,5 \pm 0,2$ mm ab. Die Minimum der Translation beträgt $-1,6 \pm 0,2$ mm. Das Maximum liegt bei $-1,0 \pm 0,2$ mm. Die ROM beträgt $0,6 \pm 0,2$ mm. Das 95% Konfidenzintervall reicht von $-3,2$ mm - $0,7$ mm. In der Mitte der Hangbeinphase beträgt die Translation $-1,6 \pm 0,2$ mm (Abbildung 35).

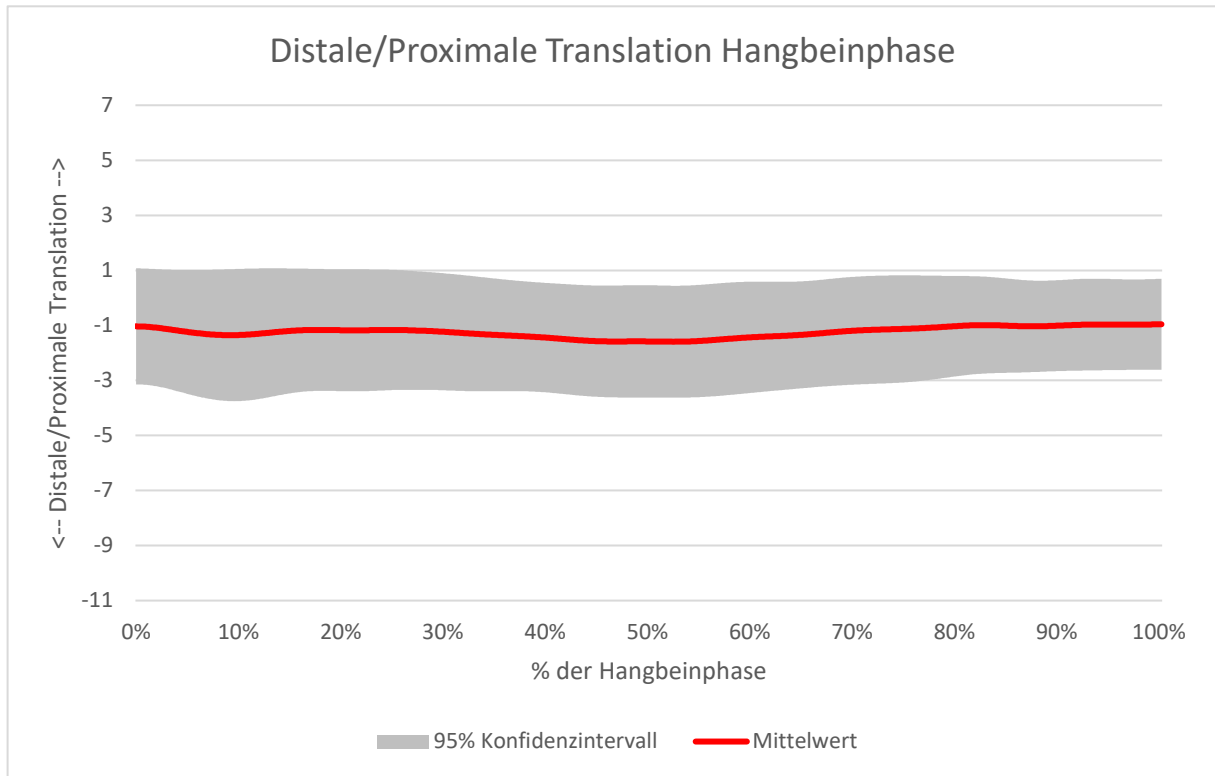


Abbildung 215: Grafische Darstellung von distaler und proximaler Translation in der Hangbeinphase mit Konfidenzintervall und Mittelwert.

4.1.2.2 Kraniale/kaudale Translation

Der Mittelwert der Translation des Schultergelenks in der Y-Achse liegt während der Hangbeinphase bei $1,2$ mm (SD: $0,9$ mm; 95%KI: $-2,2$ - $4,6$) (Abbildung 36). Die Y-Achse stellt in diesem Versuchsaufbau die Gelenksachse dar, die von kaudal nach kranial verläuft. Eine negative Bewegungsrichtung bedeutet, dass der Humerus sich relativ zur Skapula nach kaudal bewegt. Während der Hangbeinphase bewegt sich der Humerus zunächst $1,7 \pm 0,9$ mm nach kaudal. Dies geschieht während der ersten zwei Drittel. Mit Beginn des letzten Drittels, also auf dem letzten Stück vor der Auffassung, bewegt sich der Humerus relativ zur Skapula um $3,4 \pm 0,9$ mm nach kranial. Die ROM beträgt $3,4 \pm 0,9$ mm. Die maximale Translation beträgt

Ergebnisse

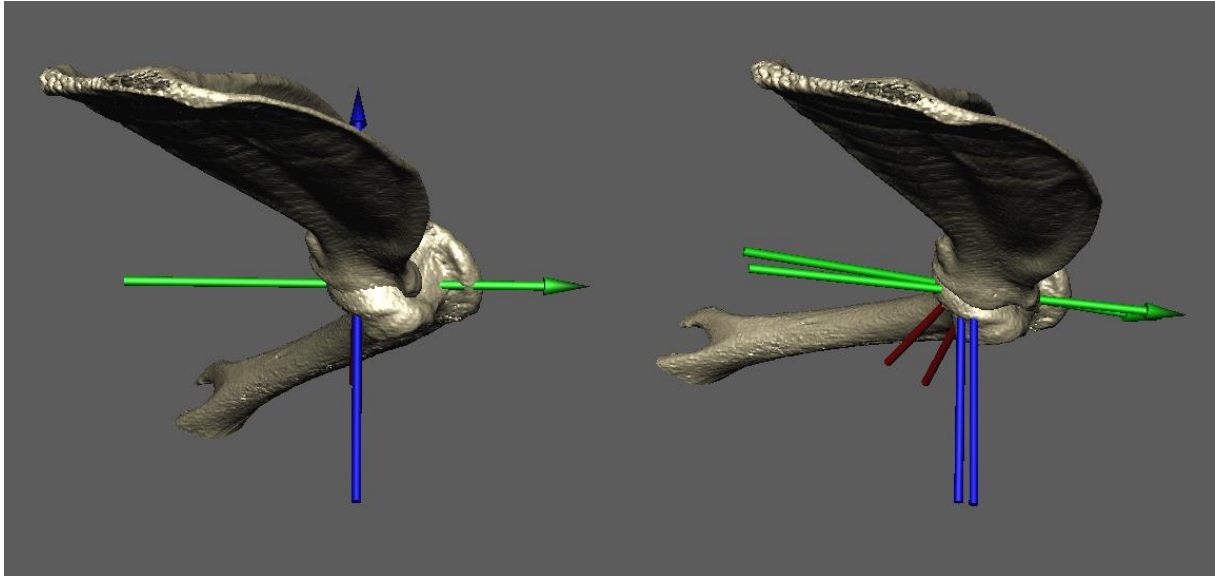


Abbildung 36: Hund #3. Links: 20% der Hangbeinphase, keine Translation (blaue Achsen liegen ineinander). Rechts: 100% der Hangbeinphase, maximale Translation (blaue Achsen sind kranial bzw. kaudal parallelverschoben).

$3,5 \pm 0,9$ mm relativ zum Nullpunkt. Die minimale Translation liegt bei $-0,1 \pm 0,9$ mm. Das 95% Konfidenzintervall reicht von $-2,2$ mm - $4,6$ mm. In der Mitte der Hangbeinphase beträgt die kraniale/kaudale Translation $0,3 \pm 0,9$ mm (Abbildung 37).

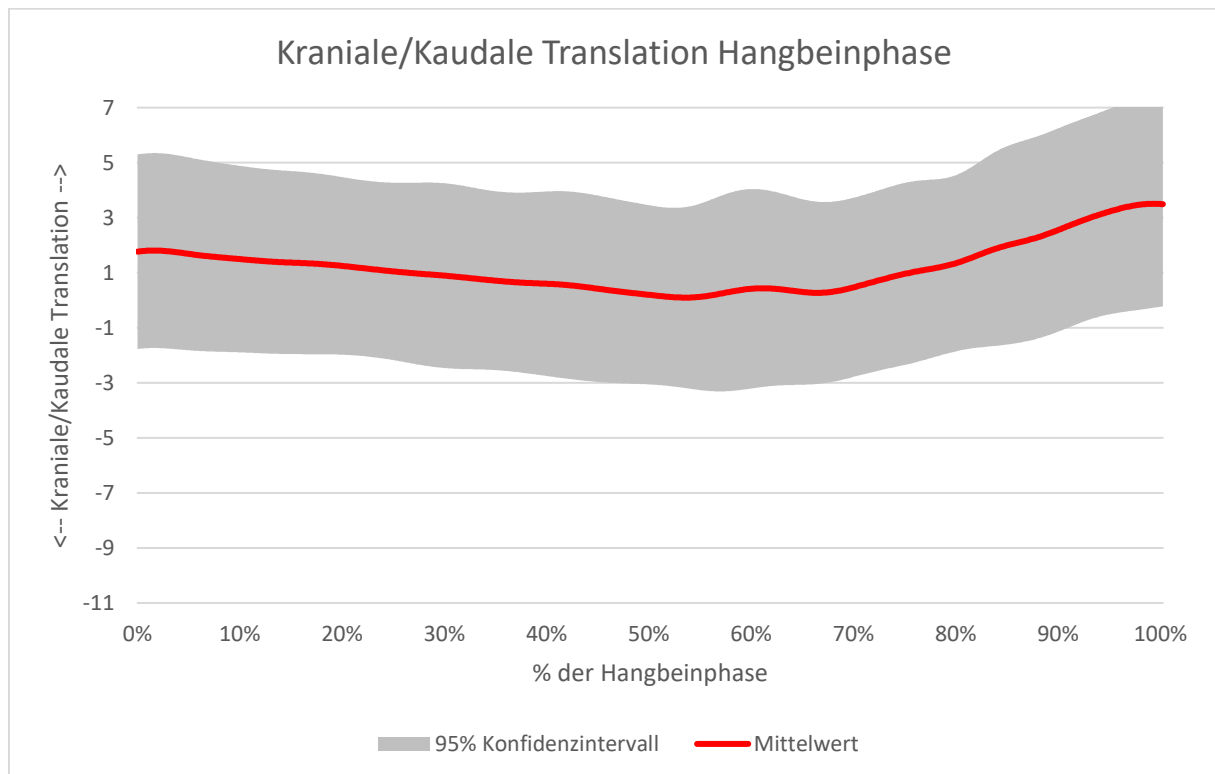


Abbildung 37: Grafische Darstellung von kranialer und kaudaler Translation in der Hangbeinphase mit Konfidenzintervall und Mittelwert.

4.1.2.3 Mediale/laterale Translation

Der Mittelwert der Translation des Schultergelenks in der Z-Achse beträgt -5,7 mm (SD: 0,4mm; 95%KI:-9,4 - -2,1) (Abbildung 38). Die Z-Achse stellt in diesem Versuchsaufbau die Gelenksachse dar, welche von medial nach lateral verläuft. Die Gelenksfläche der Skapula

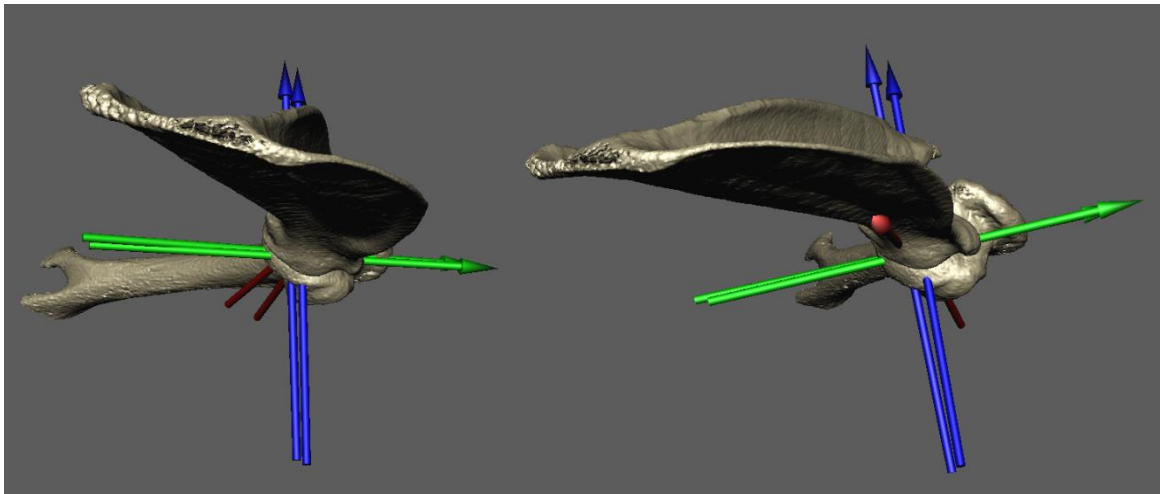


Abbildung 228: Hund #3. Links: 15% der Hangbeinphase, maximale Translation (grüne Achsen parallelverschoben). Rechts: 80% der Hangbeinphase, minimale Translation (grüne Achsen etwas weniger parallelverschoben).

bewegt sich während der Hangbeinphase relativ zu der Gelenksfläche des Humerus um $1,3 \pm 0,4$ mm nach medial bzw. lateral. Eine negative Seitwärtsbewegung bedeutet, dass sich der Humerus relativ zur Skapula nach medial verschiebt. Eine Medialverschiebung um $1,0 \pm 0,4$ mm findet nach der Abfussung zu Beginn der Hangbeinphase statt. Danach bewegt sich der Humerus über den Grossteil der Hangbeinphase um $1,3 \pm 0,4$ mm zurück nach Lateral um dann kurz vor der Auffassung nochmals $0,6 \pm 0,4$ mm nach medial zu wandern. Die ROM beträgt $1,3 \pm 0,4$ mm. Das Minimum der Translation beträgt $-6,2 \pm 0,4$ mm relativ zum Nullpunkt. Das Maximum der Translation liegt bei $-5,0 \pm 0,4$ mm. Das 95% Konfidenzintervall reicht von -9,4 mm - -2,1 mm. In der Mitte der Hangbeinphase beträgt die mediale bzw. laterale Translation relativ zum Nullpunkt $6,1 \pm 0,4$ mm (Abbildung 39).

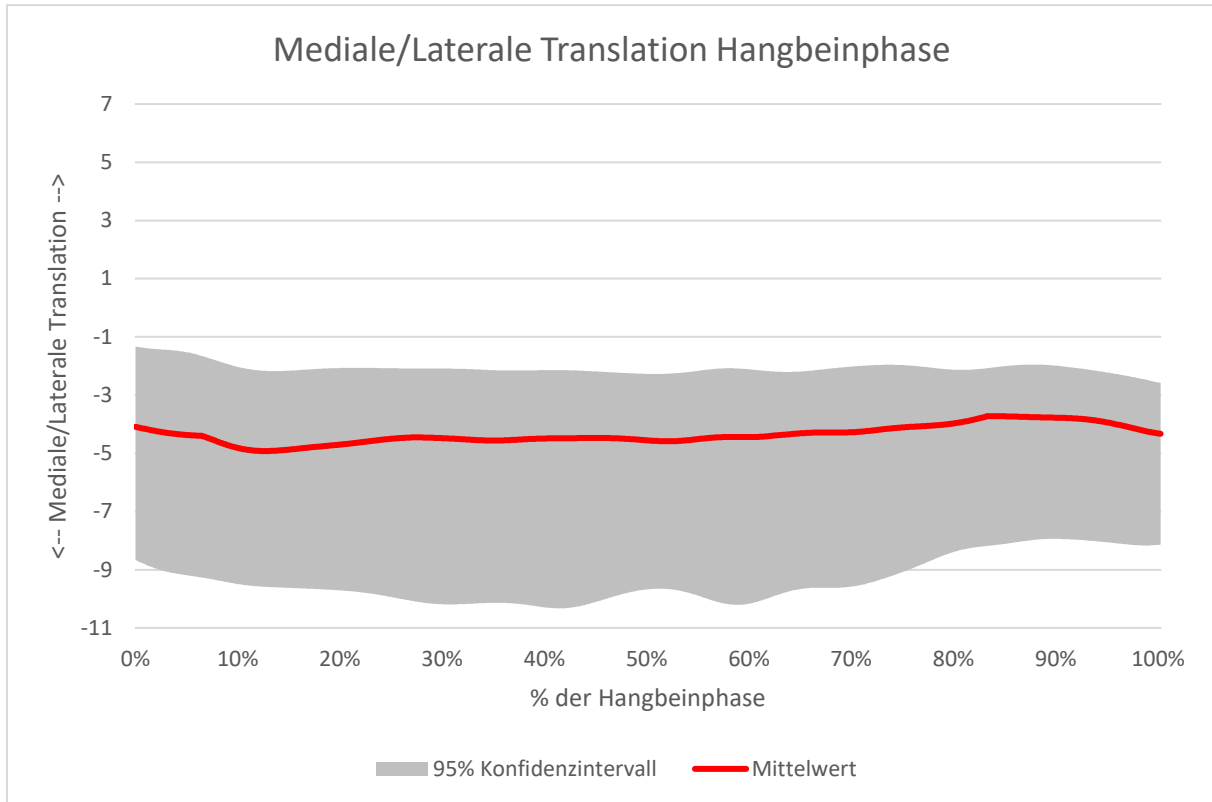


Abbildung 39: Grafische Darstellung von medialer und lateraler Translation in der Hangbeinphase mit Konfidenzintervall und Mittelwert.

4.2 Stützbeinphase

4.2.1 Rotation

4.2.1.1 Supination und Pronation

In der Stützbeinphase beträgt der Mittelwert der Rotation des Schultergelenks um die X-Achse $18,5^\circ$ (SD: $0,9^\circ$; 95%KI: $12,3-24,6$) statt (Abbildung 40). Die X-Achse stellt in diesem Versuchsaufbau die Gelenksachse dar, welche von proximal nach distal verläuft. Eine Rotation um die X-Achse bedeutet also eine Supination bzw. Pronation des Humerus relativ zur Skapula. Eine positive Bewegungsrichtung entspricht einer Supination, eine negative Bewegungsrichtung einer Pronation. Zu zirka drei Viertel der Stützbeinphase befindet sich der Humerus relativ zur Skapula in einer Supinationsstellung von anfänglich $16,6 \pm 0,9^\circ$ um dann allmählich auf $19,7 \pm 0,9^\circ$ zuzunehmen. Bei Auffassung liegt die Supination bei $18,1 \pm 0,9^\circ$. Bei

Ergebnisse

Abfussung steigt die Supination auf $19,6 \pm 0,9^\circ$. Das Maximum liegt bei $20,6 \pm 0,9^\circ$, das Minimum bei $16,6 \pm 0,9^\circ$. Die ROM betr ag $4,0 \pm 0,9^\circ$ und stellt damit den geringsten Bewegungsumfang im

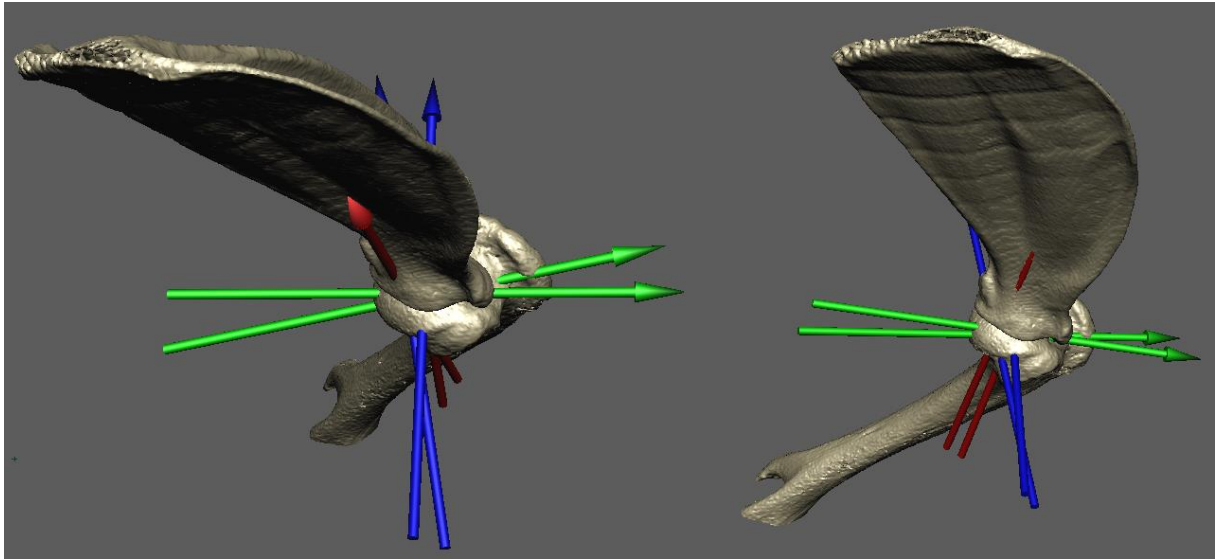


Abbildung 230: Hund #3. Links: 100% der Stützbeinphase, maximale Supination (grüne Achsen divergieren deutlich voneinander). Rechts: 10% der Stützbeinphase, maximale Pronation (grüne Achsen divergieren weniger voneinander) gesamten Gangzyklus dar. Das 95% Konfidenzintervall reicht von $12,7^\circ$ - $24,6^\circ$. Der Winkel in der Mitte der Stützbeinphase betr agt $18,4 \pm 0,9^\circ$ (Abbildung 41).

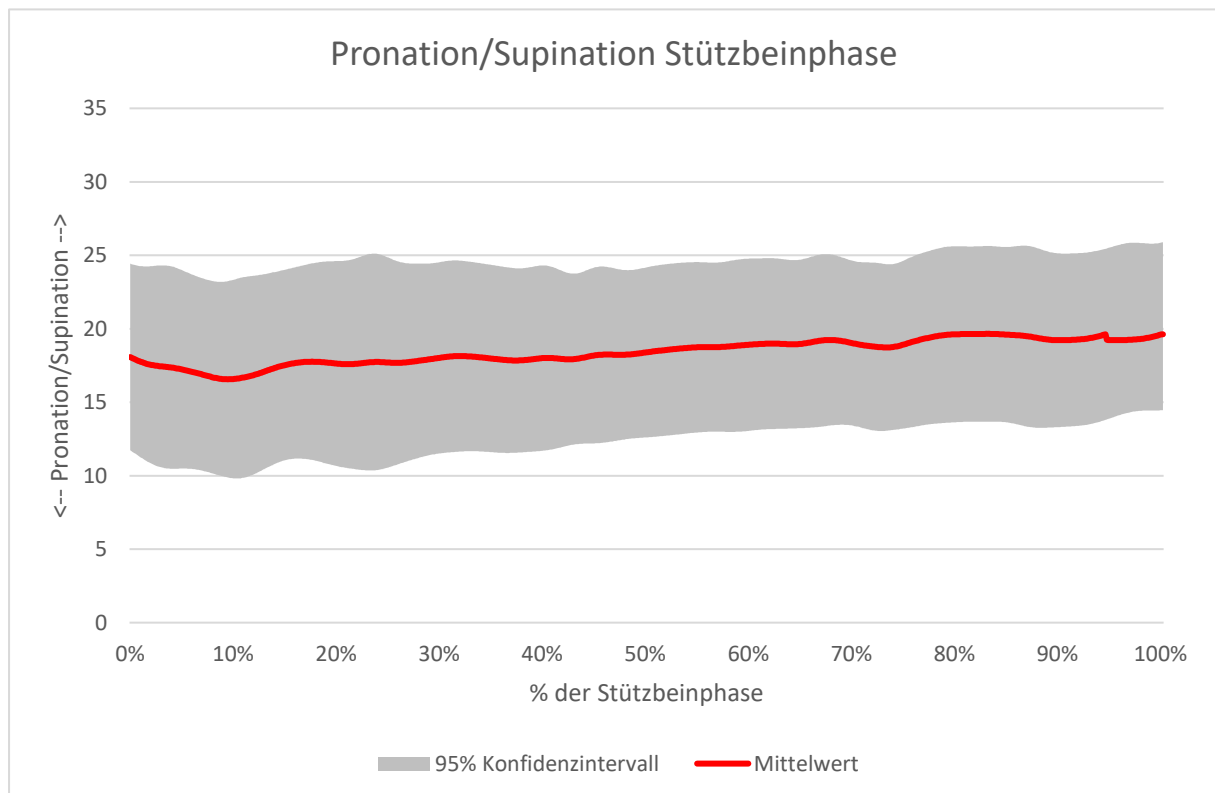


Abbildung 41: Grafische Darstellung von Pronation und Supination in der Stützbeinphase mit Konfidenzintervall und Mittelwert.

4.2.1.2 Adduktion und Abduktion

Der Mittelwert der Rotation des Schultergelenks um die Y-Achse beträgt liegt bei $-6,1^\circ$ (SD: 1,7; 95%KI: $-11,2 - -1,1$). Die Y-Achse stellt in diesem Versuchsaufbau die Gelenksachse dar, welche von kranial nach kaudal verläuft.

Eine Rotation des Gelenks in der Y-Achse bedeutet folglich eine Adduktion bzw. Abduktion. Ein negatives Vorzeichen steht für Adduktion, ein positives für Abduktion. Folglich liegt in erster Linie eine Abduktion der Gliedmaße vor. Die Hauptbewegung findet im ersten Drittel der Stützbeinphase, nach der Auffassung, statt. Danach bewegt sich das Bein nicht mehr deutlich und bleibt in einer Adduktionsstellung etwa $-6 - -5 \pm 1,7^\circ$. Die ROM stellt mit $6,1 \pm 1,7^\circ$ den zweitgeringsten Rotationsumfang des Schultergelenks über den gesamten Gangzyklus dar. Das Maximum liegt bei $-4,4 \pm 1,7^\circ$, das Minimum bei $-10,4 \pm 1,7^\circ$. Das 95% Konfidenzintervall reicht von $-11,2^\circ - -1,1^\circ$. Die Auffassung findet im Mittel bei $-10,1 \pm 1,7^\circ$ statt, die Abfassung bei $-5,3 \pm 1,7^\circ$. In der Mitte der Stützbeinphase liegt der Winkel bei $-6,0 \pm 1,7^\circ$, also in Abduktion (Abbildung 43).

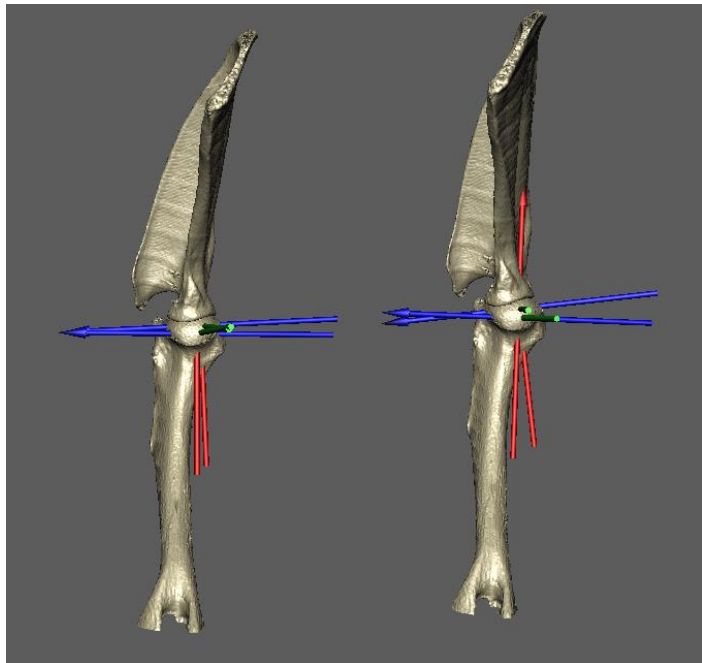


Abbildung 42: Hund #3. Links: 5% der Stützbeinphase, maximale Adduktion (blaue Achsen divergieren nicht stark). Rechts: 75% der Stützbeinphase, maximale Abduktion (blaue Achsen divergieren deutlich voneinander)

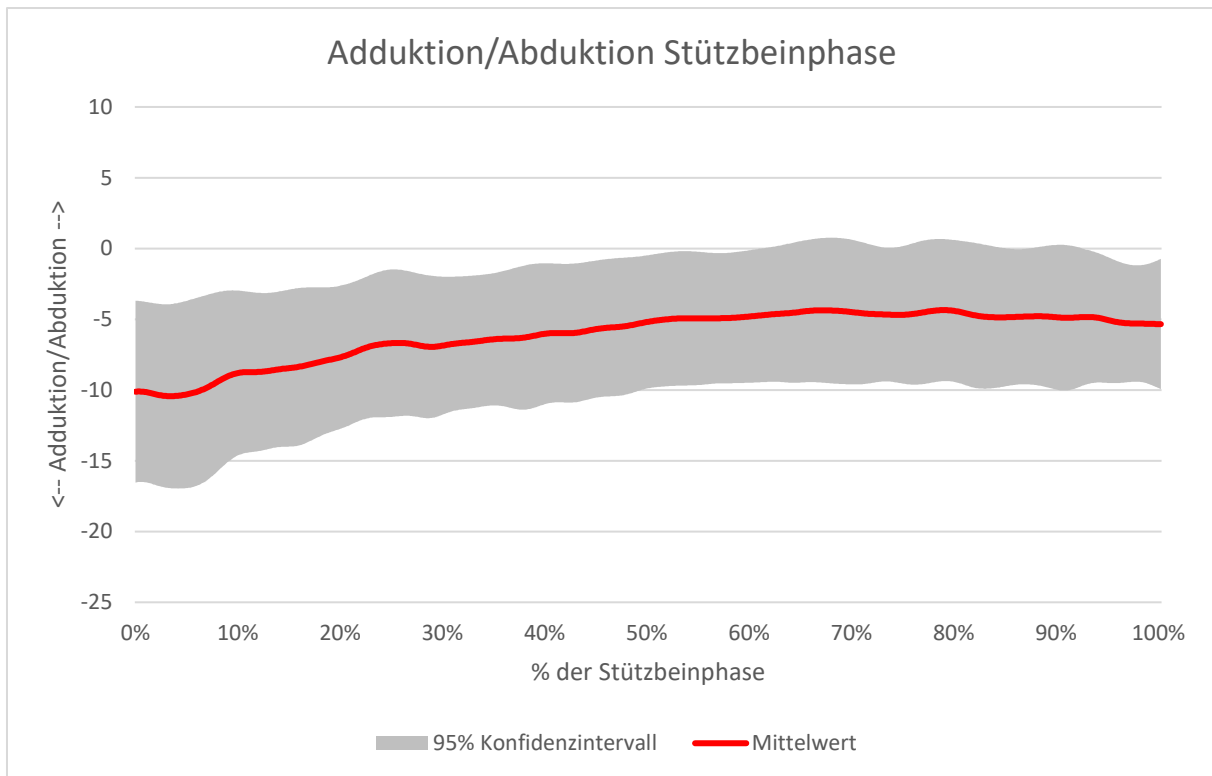


Abbildung 43: Grafische Darstellung von Adduktion und Abduktion in der Stützbeinphase mit Konfidenzintervall und Mittelwert.

4.2.1.3 Extension und Flexion

Der Mittelwert der Rotation des Schultergelenks um die Z-Achse liegt bei $137,8^\circ$ (SD: $2,4^\circ$; 95%KI: $127,3^\circ$ - $148,3^\circ$) relativ zur Nullposition von 180° statt (Abbildung 45). Die Z-Achse stellt in diesem Versuchsaufbau die Gelenksachse dar, welche von medial nach lateral verläuft und gleichzeitig in Hang- und Stützbeinphase den höchsten Bewegungsumfang aufweist. Eine Rotation des Gelenks um die Z-Achse ist demnach ein Beugen bzw. Strecken des Gelenks. Die

Ergebnisse

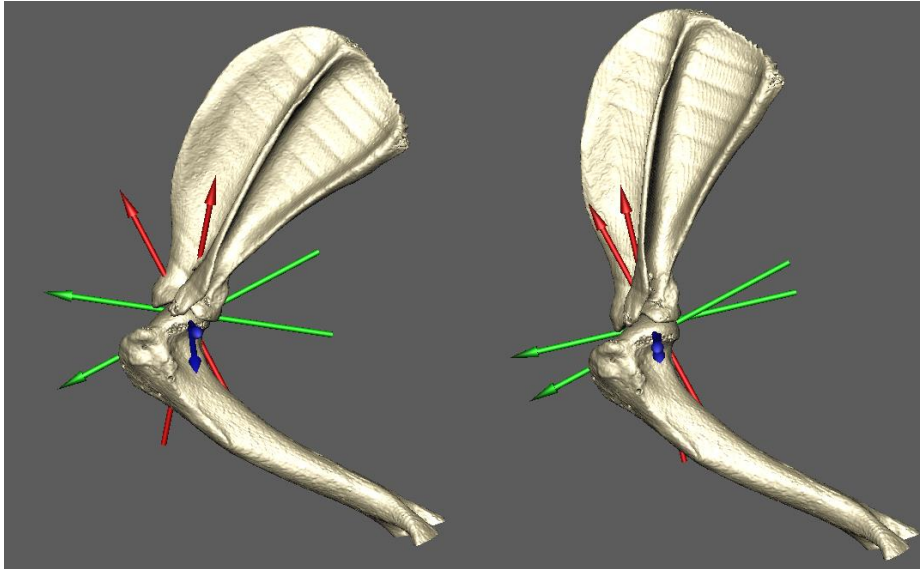


Abbildung 244: Hund #3. Links: 100% der Stützbeinphase, maximale Flexion (grüne Achsen divergieren stark). Rechts: 1% der Stützbeinphase, maximale Extension (grüne Achsen divergieren weniger).

ROM beträgt $11,0 \pm 2,4^\circ$. Das 95% Konfidenzintervall reicht von $127,3^\circ$ - $148,3^\circ$. Bis auf unmittelbar um die Auffussungs- bzw. Abfussungsphase findet während der Stützbeinphase kaum Beugung oder

Streckung statt. Vielmehr scheint die gesamte Gliedmaße inklusive des Schulterblatts über das Thorakoskapulargelenk bewegt zu werden. Während dieser Zeit ist die Beugung im Glenohumeralgelenk relativ ausgeprägt und befindet sich im Mittel zwischen $136 \pm 2,4^\circ$ und $142 \pm 2,4^\circ$. Das Maximum liegt bei $145,9 \pm 2,4^\circ$, das Minimum bei $134,9 \pm 2,4^\circ$ (Abbildung 45). Die

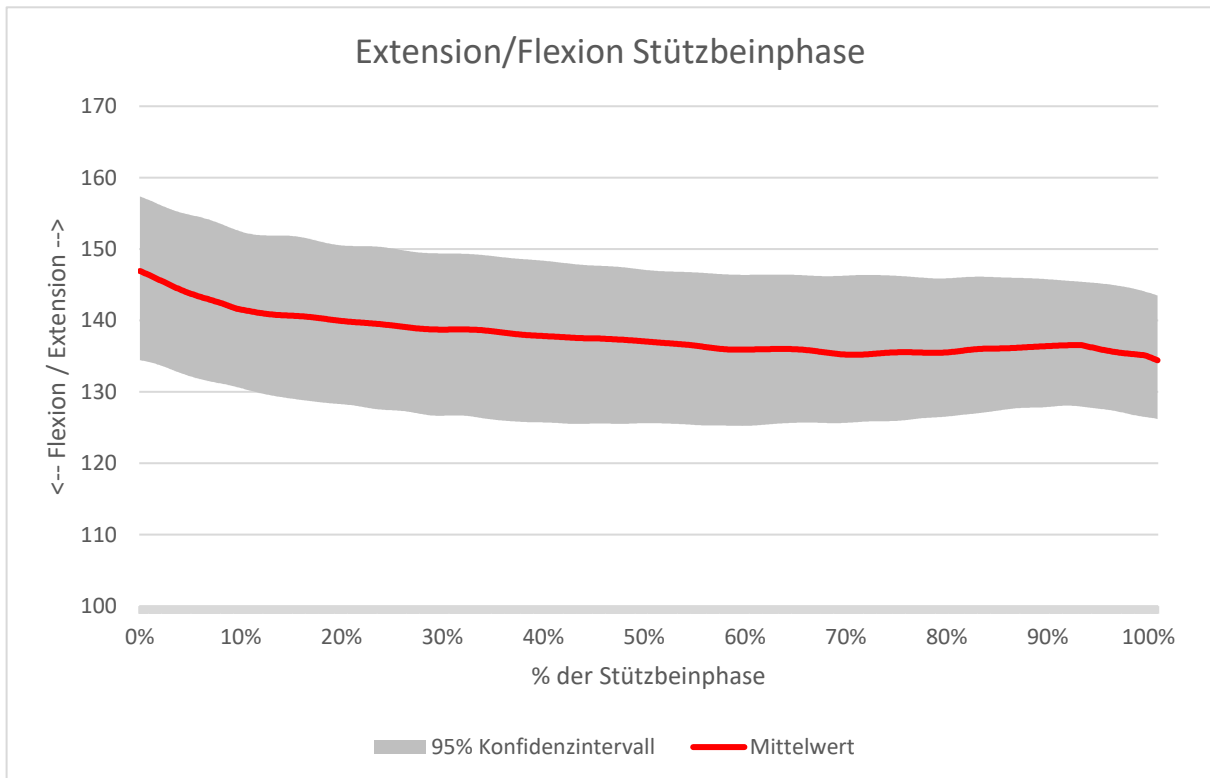


Abbildung 45: Grafische Darstellung von Extension und Flexion in der Stützbeinphase mit Konfidenzintervall und Mittelwert.

Auffassung findet im Mittel bei $145,9 \pm 2,4^\circ$ statt, die Abfussung bei $134,9 \pm 2,4^\circ$. In der Mitte der Stützbeinphase liegt der Winkel bei $136,4 \pm 2,4^\circ$.

4.2.2 Translation

4.2.2.1 Proximale/distale Translation

Während der Stützbeinphase beträgt der Mittelwert der Translation des Schultergelenks in

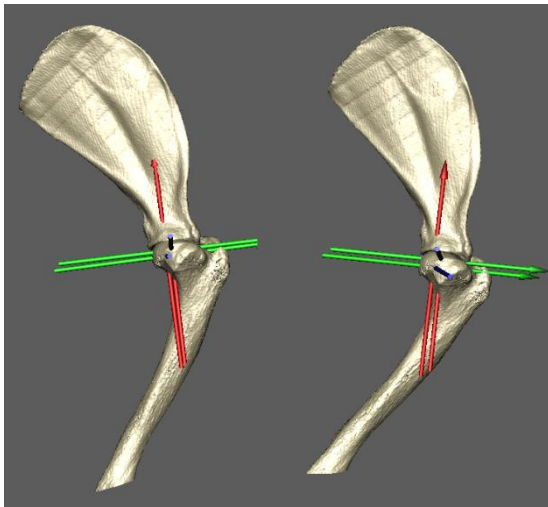


Abbildung 256: Hund #3. Links: 5% der Stützbeinphase, minimale Translation (grüne Achsen liegen nahezu ineinander). Rechts: 18% der Stützbeinphase, maximale Translation (grüne Achsen sind

der X-Achse 1,3 mm (SD: 0,1 mm; 95%KI: -3,0 mm-0,5 mm) relativ zur Nullposition (Abbildung 46). Die X-Achse stellt in diesem Versuchsaufbau die Gelenksachse dar, welche von distal nach proximal verläuft. Zum Zeitpunkt der Auffassung beträgt der Abstand zwischen Skapula und Humerus $-1,1 \pm 0,1$ mm. Danach steigt der Abstand im ersten Fünftel auf $-1,5 \pm 0,1$ mm um dann im restlichen Verlauf der Stützbeinphase kontinuierlich wieder auf $-1,1 \pm 0,1$ mm abzusinken.

Die ROM beträgt $0,4 \pm 0,1$ mm. Das 95% Konfidenzintervall reicht von -3,0 mm bis 0,5 mm. Das Maximum liegt bei $-1,1 \pm 0,1$ mm, das Minimum bei $-1,5 \pm 0,1$ mm. Die Auffassung findet im Mittel bei $-1,1 \pm 0,1$ mm statt, die Abfussung ebenfalls bei $-1,1 \pm 0,1$ mm. In der Mitte der Stützbeinphase liegt die Translation bei $-1,4 \pm 0,1$ mm (Abbildung 47).

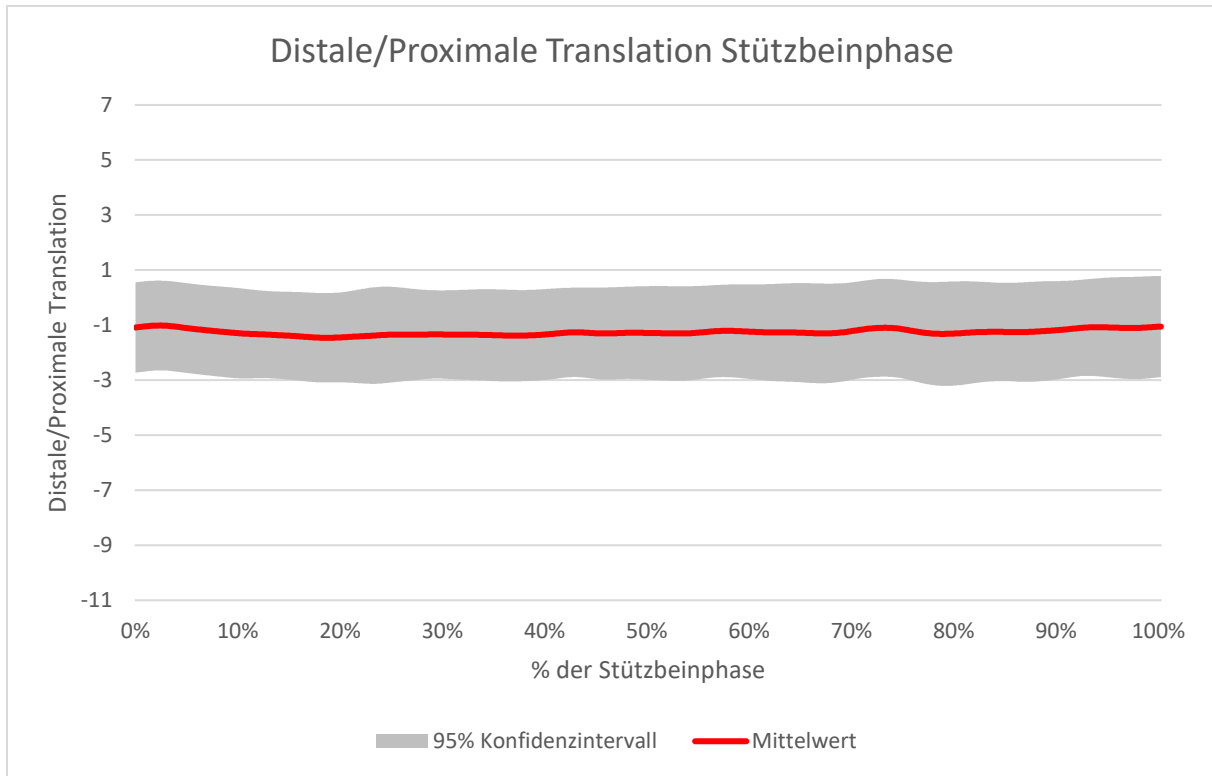


Abbildung 267: Grafische Darstellung von distaler und proximaler Translation in der Stützbeinphase mit Konfidenzintervall und Mittelwert.

4.2.2.2 Kraniale/kaudale Translation

Der Mittelwert der Translation des Schultergelenks in der Y-Achse beträgt 2,0mm (SD: 0,4mm; 95%KI:-1,8-5,9) relativ zur Nullposition (Abbildung 48). Die Y-Achse stellt in diesem Versuchsaufbau die Gelenksachse dar, welche von kaudal nach kranial verläuft. Die

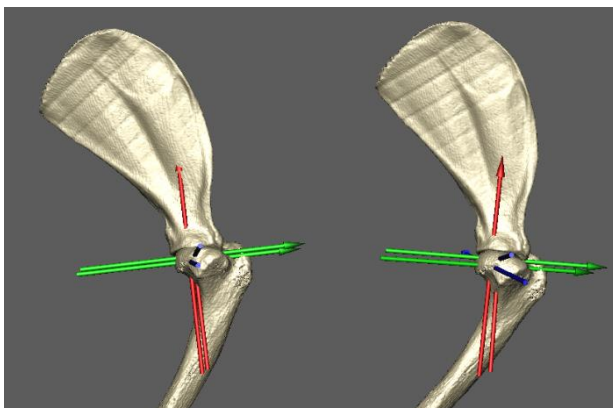


Abbildung 48: Hund #3. Links: 80% Stützbeinphase, minimale Translation (rote Achsen fast deckungsgleich). Rechts: 10% Stützbeinphase, maximale Translation (rote Achsen parallelverschoben).

Gelenksfläche der Skapula bewegt sich während der Hangbeinphase relativ zu der Gelenksfläche des Humerus um $1,3 \pm 0,4$ mm nach kaudal bzw. kranial. Eine negative Bewegungsrichtung bedeutet, dass der Humerus sich relativ zur Skapula nach kaudal bewegt. Zu Beginn der Stützbeinphase beträgt die Translation im Mittel $2,8 \pm 0,4$ mm um dann innerhalb des ersten Viertels auf

1,9±0,4 mm zu fallen. Über den restlichen Verlauf der Stützbeinphase bleibt die Translation bei ca.1,9±0,4 mm. Die ROM beträgt 1,3±0,4 mm. Das 95% Konfidenzintervall reicht von -1,8 mm-5,9 mm. Das Maximum liegt bei 3,0±0,4 mm, das Minimum bei 1,7±0,4 mm. Die Auffassung findet im Mittel bei 2,8±0,4 mm statt, die Abfussung bei 1,9±0,4 mm. In der Mitte der Stützbeinphase liegt die Translation bei 1,8±0,4 mm (Abbildung 49).

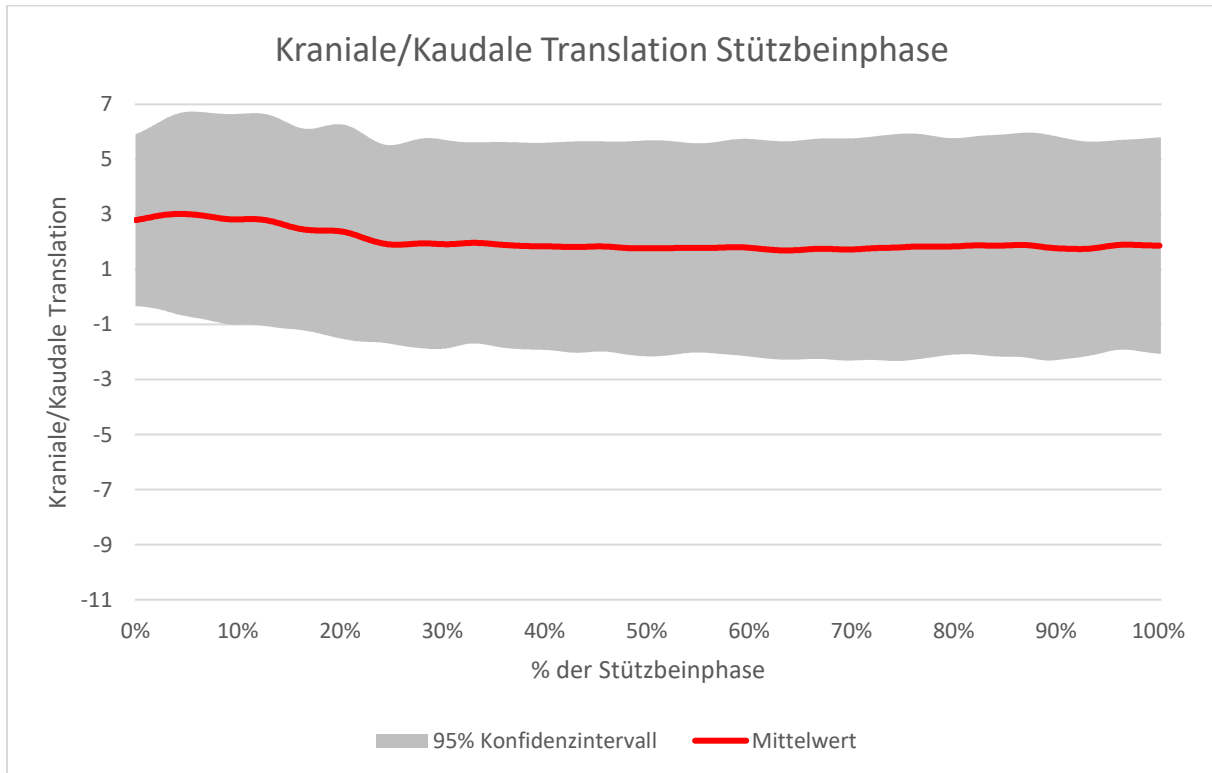


Abbildung 49: Grafische Darstellung von kranialer und kaudaler Translation in der Stützbeinphase mit Konfidenzintervall und Mittelwert.

4.2.2.3 Mediale/laterale Translation

Der Mittelwert der Translation des Schultergelenks in der Z-Achse beträgt -4,6mm (SD: 0,2mm; 95%KI: -7,7 - -1,5) relativ zur Nullposition (Abbildung 50). Die Z-Achse verläuft in diesem Versuchsaufbau von medial nach lateral. Die Gelenksfläche der Skapula bewegt sich während der Hangbeinphase relativ zu der Gelenksfläche des Humerus um 0,8±0,2 mm nach medial



Abbildung 50: Hund #3. Links: 5% der Stützbeinphase, maximale Translation (grüne Achsen sind parallelverschoben). Rechts: 25% der Stützbeinphase, minimale Translation (grüne Achsen nahezu deckungsgleich).

bzw. lateral. Eine negative Seitwärtsbewegung bedeutet, dass sich der Humerus relativ zur

Ergebnisse

Skapula nach medial verschiebt. Während der Stützbeinphase finden nur minimale Seitwärtsbewegungen statt. Im ersten Viertel der Stützbeinphase bewegt sich der Humerus um ca. $0,8 \pm 0,2$ mm nach lateral, dort bleibt er dann in konstanter Ausrichtung, um sich erst im letzten Zehntel kurz vor der Abfussung um $0,3 \pm 0,2$ mm nach medial zu verschieben. Die ROM beträgt $0,8 \pm 0,2$ mm. Das 95% Konfidenzintervall reicht von 7,7 mm - -1,5 mm. Das Maximum liegt bei $-4,3 \pm 0,2$ mm, das Minimum bei $-5,1 \pm 0,2$ mm. Die Auffassung findet im Mittel bei $-5,0 \pm 0,2$ mm statt, die Abfussung bei $-4,8 \pm 0,2$ mm. In der Mitte der Stützbeinphase liegt die Translation bei $-4,4 \pm 0,2$ mm (Abbildung 51).

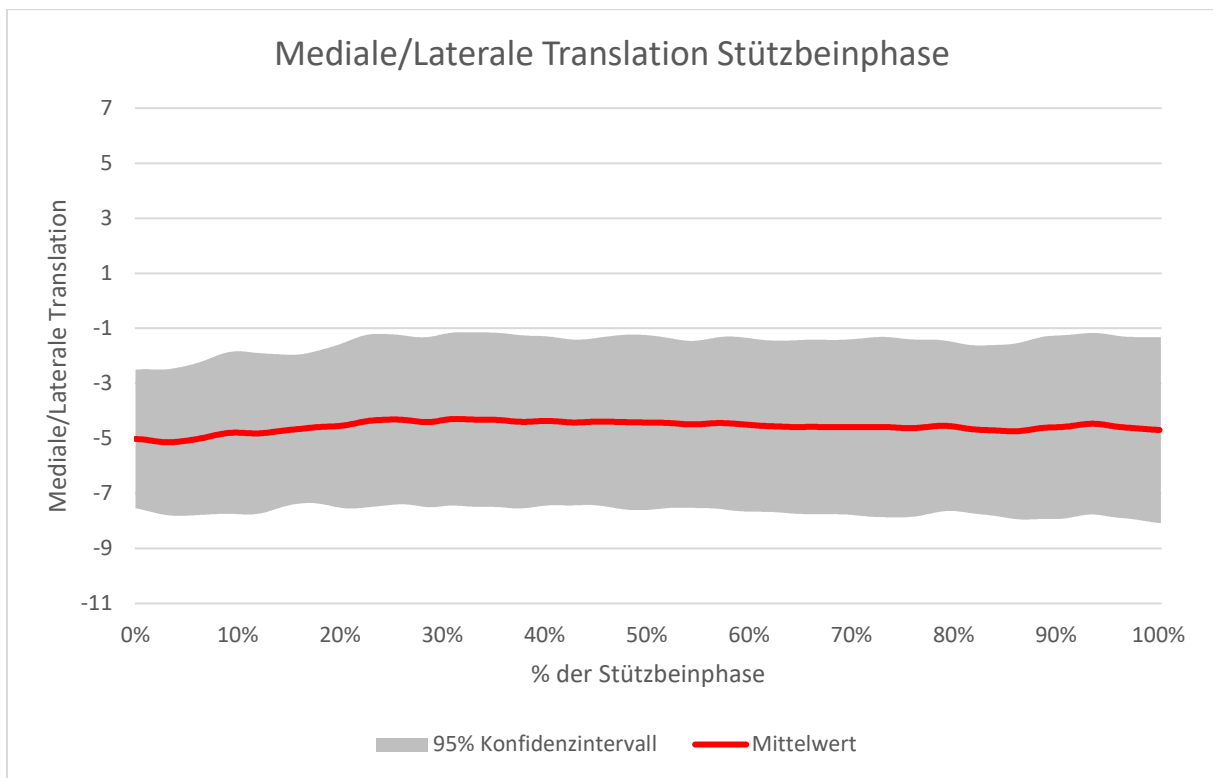


Abbildung 51: Grafische Darstellung von medialer und lateraler Translation in der Stützbeinphase mit Konfidenzintervall und Median.

4.2.3 Tabellarische Ergebnisübersicht der sechs Freiheitsgrade

Tabelle 2: ROM für Rotation und Translation in Hang- und Stützbeinphase

	Hangbeinphase	Stützbeinphase
	ROM	
Supination/Pronation	10,7±2,9°	4,0±0,9°
Adduktion/Abduktion	6,7±2,4°	6,1±1,7°
Extension/Flexion	39,7±13,8°	11,0±2,4°
Proximale/distale Translation	0,6±0,2 mm	0,4±0,1 mm
Kraniale/caudale Translation	3,4±0,9 mm	1,3±0,4 mm
Mediale/laterale Translation	1,3±0,4 mm	0,8±0,2 mm

Tabelle 3: Maxima und Minima für Rotation und Translation in Hang- und Stützbeinphase

	Hangbeinphase		Stützbeinphase	
	Maximum und Minimum			
Supination/Pronation	28,5±2,9°	17,8±2,9°	20,6±0,9°	16,6±0,9°
Adduktion/Abduktion	-5,0±2,4°	-11,8±2,4°	-4,4±1,7°	-10,4±1,7°
Extension/Flexion	149,3±13,8°	109,6±13,8°	145,9±2,4°	134,9±2,4°
Proximale/distale Translation	-1,0±0,2 mm	-1,6±0,2 mm	-1,1±0,1 mm	-1,5±0,1 mm
Kraniale/caudale Translation	3,5±0,9 mm	-0,1±0,9 mm	3,0±0,4 mm	1,7±0,4 mm
Mediale/laterale Translation	-5,0±0,4 mm	-6,2±0,4 mm	-4,3±0,2 mm	-5,1±0,2 mm

Ergebnisse

Tabelle 4: Mittlere Gliedmaßenposition in Rotation und Translation bei Hang- und Stützbeinphase

	Hangbeinphase	Stützbeinphase
Supination/Pronation	25,1° (SD: 2,9°; 95%KI:19,3°-30,8°)	18,5° (SD: 0,9°; 95%KI:12,3°-24,6°)
Adduktion/Abduktion	-7,6° (SD: 2,4°; 95%KI:-13,7° - -1,5°)	-6,1° (SD: 1,7°; 95%KI:-11,2° - -1,1°)
Extension/Flexion	127,0° (SD: 13,8°; 95%KI:117,4°-136,6°)	137,8° (SD: 2,4°; 95%KI:127,3°-148,3°)
Proximale/distale Translation	-1,2 mm (SD: 0,2 mm; 95%KI: -3,3 mm - 0,76 mm)	1,3 mm (SD: 0,1 mm; 95%KI: -3,0 mm - 0,5 mm)
Kraniale/caudale Translation	1,2 mm (SD: 0,9 mm; 95%KI: -2,2 mm - 4,6 mm)	2,0 mm (SD: 0,4mm; 95%KI: -1,8 mm - 5,9 mm)
Mediale/laterale Translation	-5,7 mm(SD: 0,4 mm; 95%KI: -9,4 mm - -2,1 mm)	-4,6 mm (SD: 0,2 mm; 95%KI: -7,7 mm - -1,5 mm)

4.2.4 Bewegungen in Beziehung zueinander

In einer Gegenüberstellung von Flexion/Extension zu Supination/Pronation in einem Graphen ist gut zu sehen, wie zu Beginn der Hangbeinphase mit zunehmender Beugung des Schultergelenks gleichzeitig eine Supination des Humerus relativ zur Skapula ausgeführt wird (Abbildung 52). Supination und Flexion haben ihr Maximum in etwa dem gleichen Punkt. Danach beginnt sich das Schultergelenk zu strecken und vollführt gleichzeitig eine Pronation. Das Maximum der Pronation wird jedoch erst nach dem Übergang in die Stützbeinphase erreicht. Während der Stützbeinphase sind die Supinations- bzw. Pronationsbewegungen deutlich subtiler. Mit zunehmender Flexion findet jedoch wie auch in der Hangbeinphase eine Supination statt. Auch das Bewegungsvolumen der Flexion/Extension ist wesentlich geringer als in der Hangbeinphase.

Ergebnisse

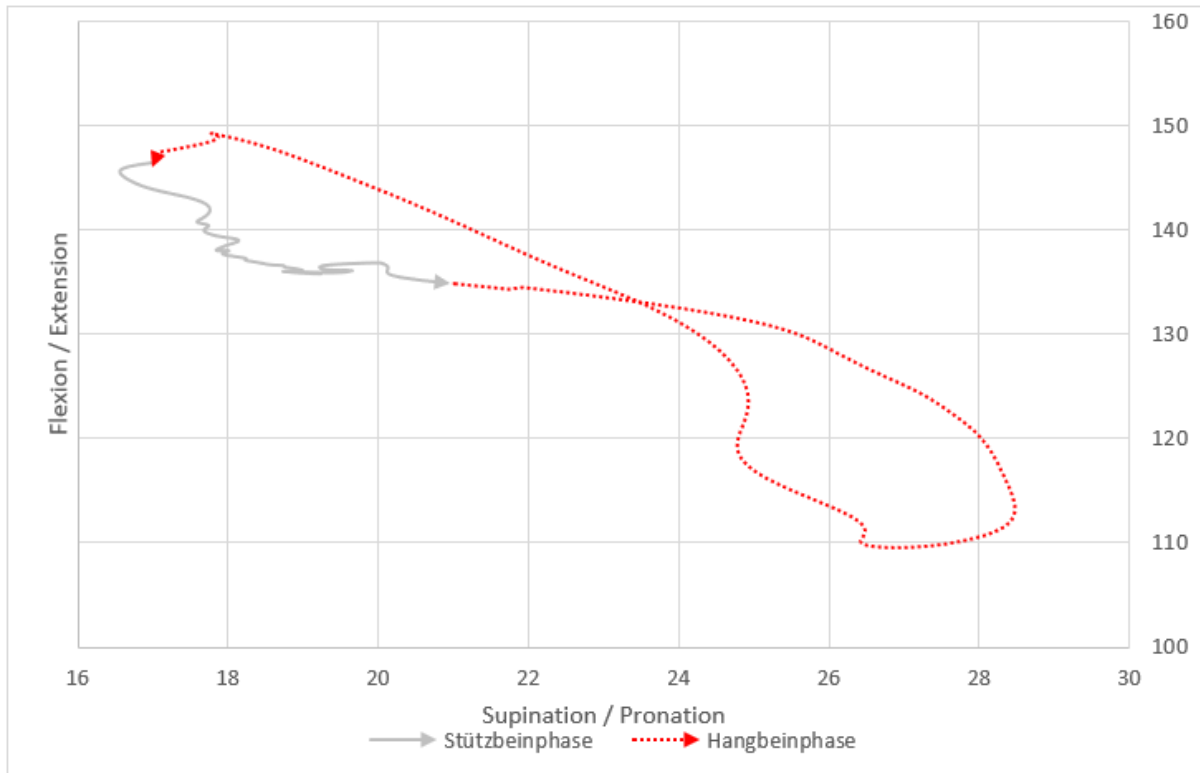


Abbildung 52: Dieser Graph bildet auf der Y-Achse die Flexion bzw. Extension des Schultergelenks und auf der X-Achse die Supination bzw. Pronation ab. Der deutlich umfangreichere Teil der Bewegung findet in der Hangbeinphase (rot) statt. Da die Werte auf der Y-Achse unter 180° und auf der X-Achse positiv sind befindet sich das Schultergelenk relativ zur Neutralstellung ausschließlich in Flexion und Supination.

Adduktion bzw. Abduktion findet während der initialen Flexion der Hangbeinphase kaum statt (Abbildung 53). Ist die maximale Beugung jedoch erreicht, schließt sich die Extension an und mit ihr wird das Gelenk maximal adduziert. Nach der maximalen Adduktion folgt eine langsamere Abduktion über das Maximum der Extension hinaus. Mit Beginn der Stützbeinphase wird diese Abduktionsbewegung fortgeführt, während sich das Glenohumeralgelenk langsam beugt. Im letzten Fünftel der Stützbeinphase ändert sich die Abduktion in eine Adduktion. Die Flexion wird bis weit in die Hangbeinphase fort geführt.

Ergebnisse

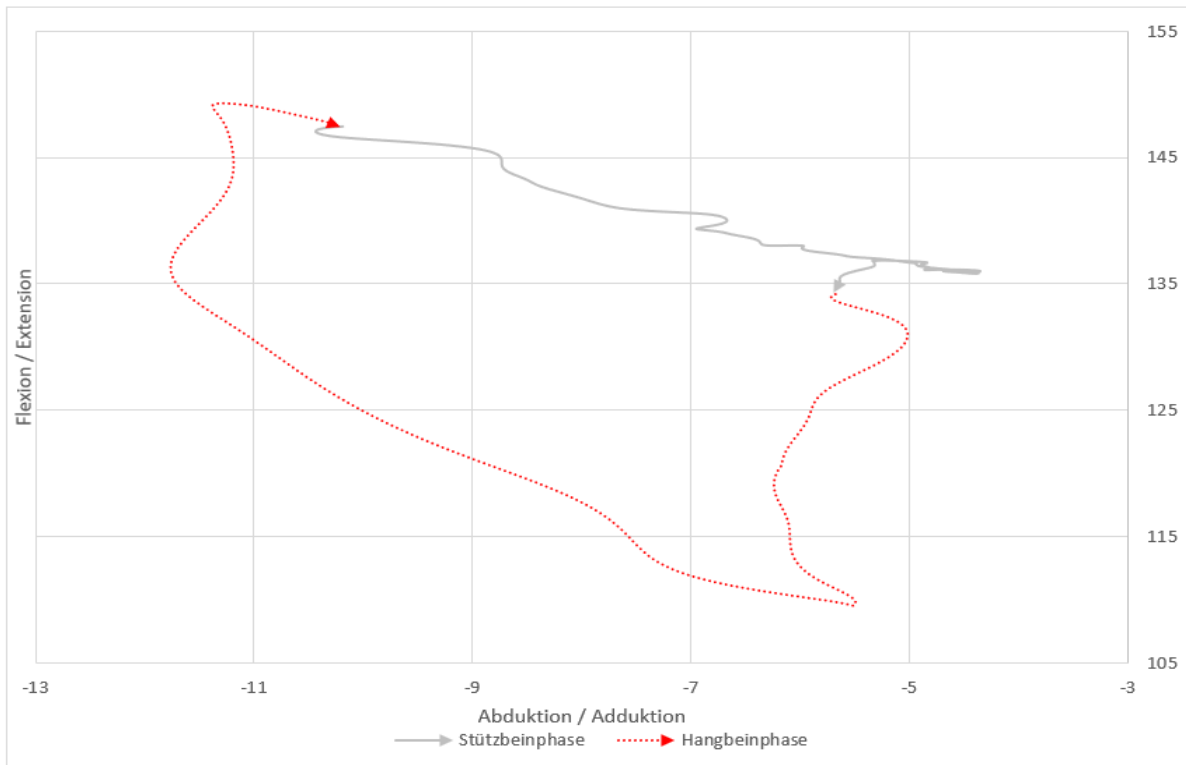


Abbildung 53: Dieser Graph bildet auf der Y-Achse die Flexion bzw. Extension des Schultergelenks und auf der X-Achse die Supination bzw. Pronation ab. Der deutlich umfangreichere Teil der Bewegung findet in der Hangbeinphase (rot) statt. Da die Werte auf der Y-Achse unter 180° und auf der X-Achse negativ sind, befindet sich das Schultergelenk relativ zur Neutralstellung ausschließlich in Flexion und Adduktion.

4.2.5 Quantifizierung der subchondralen Gelenkspaltbreite

Bei zwei Hunden wurde visuell, anhand der Röntgenvideos, in der zweiten Hälfte der Hangbeinphase ein deutliches Aufklappen des *glenohumeralen* Gelenks beobachtet. Dies war besonders auffällig im *caudalen* Gelenksanteil (Abbildung 54 und Abbildung 55). Bei den anderen vier Hunden wurde dies nicht beobachtet.

Dieses Aufklappen wurde bei drei der sechs aufgezeichneten Schritte festgestellt. Bei einem Probanden ist es einmalig aufgetreten, bei dem anderen zweimal. Dem Aufklappen des Gelenkes schließt sich mit der Auffassung der Pfote ein rasches Zusammentreffen der Gelenksflächen an.

Röntgenologisch zeigte sich ein erhöhter *subchondraler* Abstand zwischen dem medialen Rand der *cavitas glenoidalis* und dem *caput humeri*. Dabei handelt es sich vorwiegend um eine

Abduktion des *Humerus* und einen daraus resultierenden erhöhten Abstand der *medialen* Gelenksanteile zueinander. Dies konnte durch die Messungen am 3D-Modell bestätigt werden, da zu diesem Zeitpunkt eine deutliche *Abduktion* auftritt. Zusätzlich liegt die durchschnittliche ROM von *Adduktion/Abduktion* dieses Hundes während der Hangbeinphase

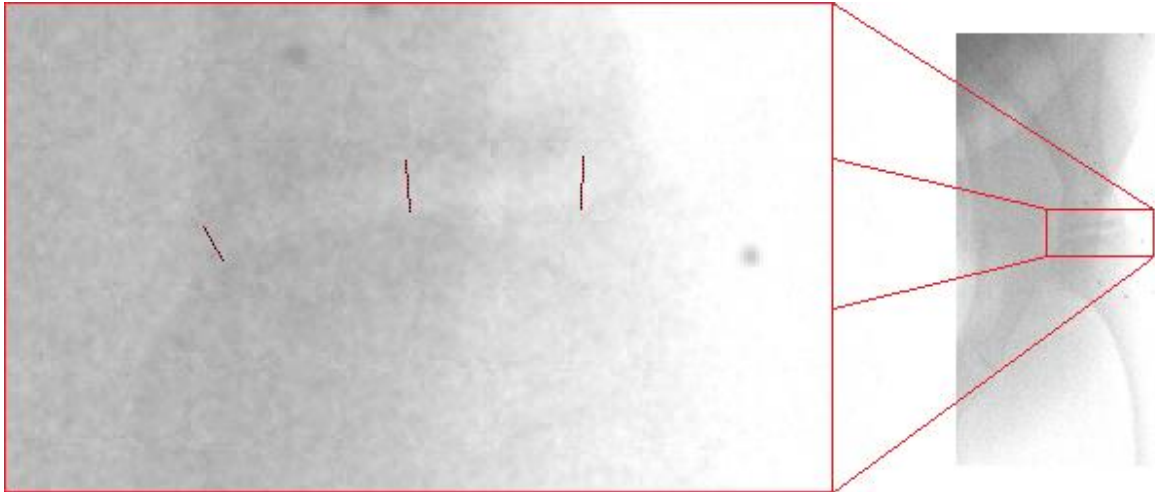


Abbildung 54: Nahaufnahme des Glenohumeralgelenks unmittelbar vor dem Aufsetzen der Gliedmaße bei einem Hund der kein Aufklappen des Gelenks zeigt. Die rotschwarzen Linien dienen dem Vermessen des Gelenkspalts.

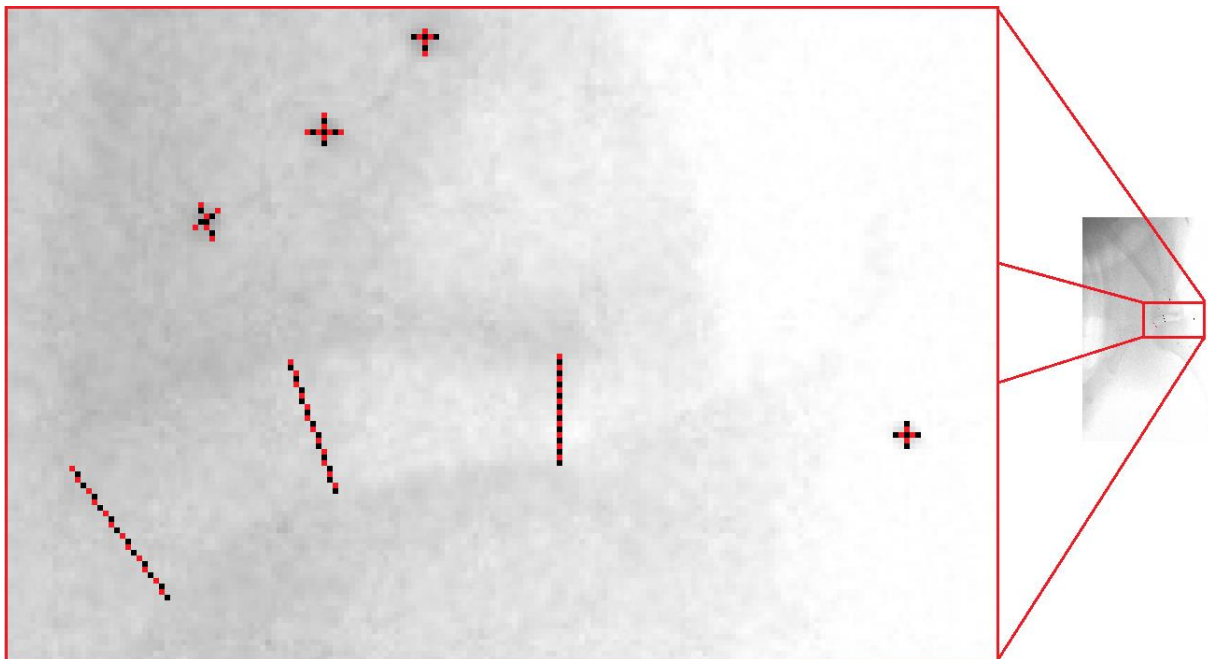


Abbildung 55: Nahaufnahme des Glenohumeralgelenks zum Zeitpunkt des maximalen Abstands zwischen den Gelenkflächen.

mit $17,1 \pm 4,7^\circ$ weit über dem Durchschnitt aller Hunde von $6,7 \pm 2,4^\circ$.

Die durchschnittliche ROM von *Adduktion/Abduktion* des Hundes, der nur einmal radiologisch ein Aufklappen zeigte, wich mit $6,5 \pm 1,8^\circ$ nicht signifikant von der durchschnittlichen ROM aller Hunde ab.

Die Messungen an den 3D-Modellen aller Hunde zeigten darüber hinaus, dass sich der Abstand zwischen skapulärer und humeraler Gelenksfläche über den gesamten Schrittzyklus im Durchschnitt um $0,6 \pm 0,2$ mm änderte. Bei dem Hund, der ein Aufklappen nur bei einem Schritt zeigte,

unterschied sich der durchschnittliche Abstand der Gelenksflächen nicht von dem der anderen Probanden. Bei dem Hund, welcher radiologisch das deutlichere Aufklappen zeigte,

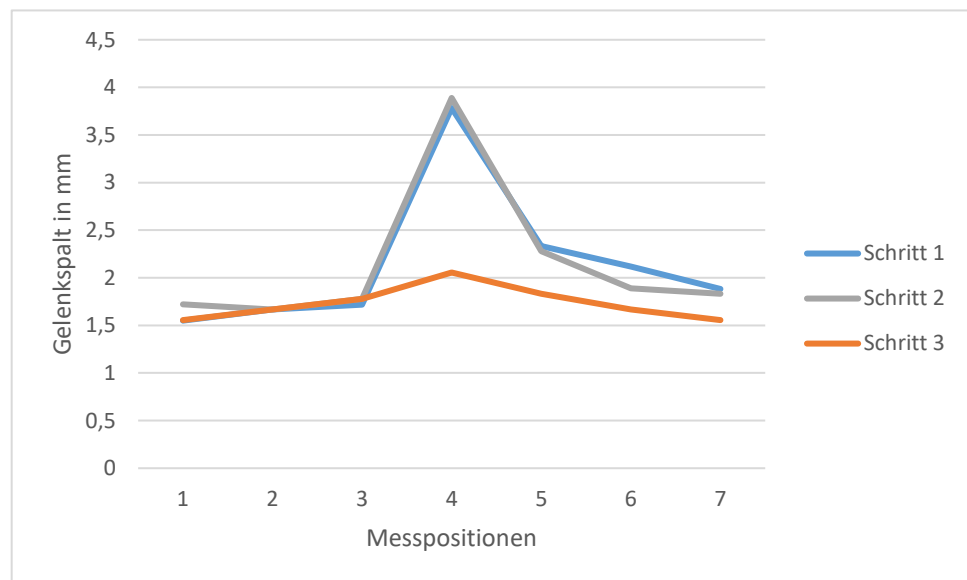


Abbildung 56: Der subchondrale Gelenkspalt in mm bei jeder der sieben Messpositionen. Maximaler Gelenkspalt bei Messposition vier. Es ist ersichtlich, dass die drei Schritte des selben Hundes zwei mal ein Aufklappen zeigten, einmal jedoch nicht.

entfernten sich die Gelenksflächen im 3D-Modell im Schnitt jedoch $3,3 \pm 0,7$ mm in der Hangbeinphase und $2,1 \pm 0,4$ mm in der Stützbeinphase voneinander (Abbildung 56). Bei zwei der drei untersuchten Schritte dieses Tieres war ein Aufklappen radiologisch sichtbar, bei dem dritten Schritt war dies nicht nachzuvollziehen. Bei den zwei Schritten, bei denen das Aufklappen sichtbar war, entfernten sich die humerale und skapuläre Gelenksfläche im Schnitt $3,5 \pm 0,9$ mm in der Hangbeinphase und $2,6 \pm 0,6$ mm in der Stützbeinphase voneinander. Der Hauptteil des Auseinanderweichens fand dabei im letzten Viertel der Hangbeinphase, also vor dem Aufsetzen statt.

Die kraniale bzw. kaudale Translation verhielt sich ähnlich: auch hier ist bei dem Tier, welches

ein einmaliges, schwächeres Aufklappen der Gelenksflächen zeigt, kein Abweichen vom Durchschnitt festzustellen. Der Proband mit dem mehrmaligen, deutlicheren Aufklappen hatte jedoch relativ zum Durchschnitt aller Hunde von $3,4 \pm 0,9$ mm mit einer durchschnittlichen kranialen bzw. kaudalen Translation von $5,3 \pm 1,6$ mm einen um 1,9 mm höheren Wert. Auch hier ist die durchschnittliche Translation ohne den Schritt, der kein Aufklappen zeigte, mit $7,1 \pm 2,1$ mm noch einmal deutlich höher.

Bei der medialen und lateralen Translation sind ähnliche Beobachtungen zu machen. Der Hund, welcher nur ein einmaliges Aufklappen zeigte, hatte keine auffälligen Translationswerte. Im Gegensatz dazu hatte der Proband mit dem deutlichen Aufklappen der Gelenksflächen mit durchschnittlich $3,6 \pm 0,9$ mm medialer bzw. lateraler Translation relativ zum Durchschnitt von $1,3 \pm 0,4$ mm der Gesamtpopulation eine mehr als doppelt so starke Bewegung. Auch die durchschnittliche mediale und laterale Translation der beiden Schritte, welche ein Aufklappen zeigten, ist mit $5,6 \pm 1,1$ mm erneut deutlich höher.

5 Diskussion

5.1 Ergebnisdiskussion

5.1.1 Rotation

5.1.1.1 Extension und Flexion

Die Ergebnisse der Extensions- und Flexionswinkel sind mit den Ergebnissen von vorangegangenen Studien anderer Autoren zu vergleichen (ALLEN et al. 1994, BRADY et al. 2013, GARCIA et al. 2014, HOTTINGER et al. 1996). Zwar ist der von GARCIA et al. (2014) beschriebene Bewegungsumfang mit $27,2^\circ$ um mehr als zehn Grad geringer als in den

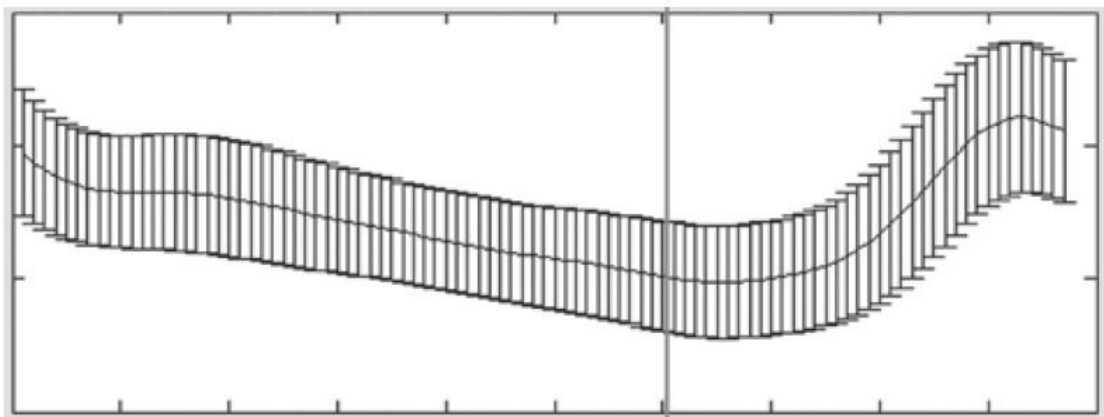


Abbildung 307: Extension und Flexion in Stützbeinphase (links bis zu vertikalem Strich) und Hangbeinphase (modifiziert aus Garcia et al. 2014)

Ergebnissen dieser Arbeit, während BRADY et al. (2013) mit $37,8^\circ \pm 11,7^\circ$ einen Wert nennen, welcher dem dieser Arbeit ($39,7 \pm 13,8$) sehr ähnlich ist (Abbildung 33, Abbildung 45, Abbildung 57 und Abbildung 58). In den Studien von GARCIA et al. (2014) sowie BRADY et al. (2013) basiert die Datenerfassung auf Videokinematographie mit Hautmarkern. Diese Technik neigt zu starken Ungenauigkeiten und Artefakten aufgrund der Verschieblichkeit der Haut relativ zum Knochen (LEARDINI et al. 2005, SCHWENCKE et al. 2012). Aus diesem Grund sind die Ergebnisse nicht ohne Einschränkungen mit den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit zu vergleichen. Der grundsätzliche Verlauf der Winkel beschreibenden Kurven ist jedoch vergleichbar. Die Graphen der Extensions- bzw. Flexionswinkel in beiden genannten Studien beschreiben einen zu den vorliegenden Graphen dieser Arbeit ähnlichen Verlauf.

Der maximale Beugungswinkel ist in den vorliegenden Ergebnissen dieser Arbeit ($109,6 \pm 13,8^\circ$) niedriger, als in den Studien von GARCIA et al. (2014) ($117,9^\circ \pm 2,2^\circ$) sowie BRADY et al. (2013) ($120^\circ \pm 12^\circ$). Letztgenannte Autoren untersuchten ausschließlich sehr schlanke sowie übergewichtige Hunde. Es ist denkbar, dass bei diesen Tieren ein Gangbild zu beobachten ist, welches von den in dieser Studie untersuchten normalgewichtigen Hunden abweicht.

Der in dieser Arbeit ermittelte maximale mediane Streckungswinkel liegt mit $149,3 \pm 13,8^\circ$

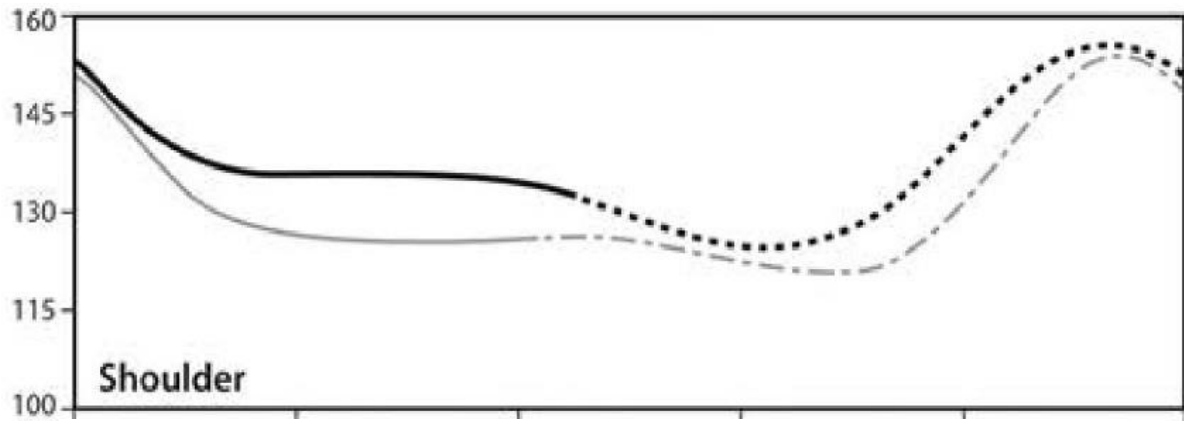


Abbildung 328: Extension und Flexion in Stützbeinphase und Hangbeinphase (gestrichelte Linie) (modifiziert aus BRADY et al. 2013)

zwischen den Ergebnissen von GARCIA et al. (2014) ($145,1^\circ \pm 2,6^\circ$) und BRADY et al. (2013) ($157^\circ \pm 11^\circ$).

Die Flexions- bzw. Extensionswinkel aus einer Studie von AGOSTINHO et al. (2011) sind mit $117,40^\circ \pm 7,66^\circ$ respektive $152,06^\circ \pm 7,18^\circ$ ebenfalls im Bereich der vorliegenden Arbeit und der zuvor genannten Studien.

Der Bewegungsumfang aus den Untersuchungen von AGOSTINHO et al. (2011) ist mit $34,65^\circ \pm 4,17^\circ$ näher an den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit und der von BRADY et al. (2013) angefertigten Arbeit. In der Studie von Agostinho et al. wurden insgesamt 20 Hunde mit einem Gewicht von 33,3–39,4 kg untersucht. Das Gewicht lag also über dem der Hunde der vorliegenden Arbeit. Es muss hinzugefügt werden, dass die Population der 20 Hunde mit zehn Labrador Retrievern und zehn Rottweilern eine geringe Heterogenität aufwies und die Ergebnisse vor allem unter Berücksichtigung der Tatsache, dass zwischen diesen Rassen teilweise signifikante Unterschiede in der Gelenkskinematik vorlagen, nicht uneingeschränkt auf Hunde anderer Rassen übertragbar sind.

5.1.1.2 Adduktion und Abduktion

Die Ergebnisse der Adduktions- bzw. Abduktionswinkel waren in dieser Art nicht zu erwarten gewesen. Das Schultergelenk findet sich über die gesamte Hang- und Stützbeinphase hinweg in Adduktion. Die Gliedmaße wird distal des Schultergelenks in Richtung Körpermitte verlagert. Dies ist verstärkt unmittelbar vor der Auffassung zu beobachten. Es ist möglich, dass dies einer effizienteren Gewichtsverlagerung bei der Fortbewegung dient. Darüber hinaus ist es denkbar, dass die Adduktion weniger ausgeprägt ist, wenn der Hund eine Richtungsänderung vornimmt. Hierbei muss Gewicht verlagert werden, was eine größere laterolaterale Entfernung zwischen den Auffassungspunkten nötig machen könnte. Dies könnte durch eine weniger stark ausgeprägte Adduktion im Schultergelenk ermöglicht werden.

Wie AGOSTINHO et al. (2011) und LORKE et al. (2017) bereits beschrieben, ist die Gelenkskinematik deutlichen Veränderungen durch Rasse- und Altersunterschiede unterworfen. So ist es denkbar, dass sich Adduktion und Abduktion des Glenohumeralgelenks von besonders breitbrüstigen Hunden von denen schmalbrüstiger Hunde unterscheidet. Die dominierende Adduktion lässt vermuten, dass die Belastung der lateralen Kollateralbänder ausgeprägter ist als die der medialen Kollateralbänder. Der Rückschluss, dass lateral daher auch vermehrt Schäden am Ligament auftreten, lässt sich jedoch nicht halten. Diese Läsionen sind am medialen Kollateralband deutlich stärker und häufiger ausgeprägt (BARDET 1998). Im Trab wie auch im Galopp wirken durch die erhöhte Fortbewegungsgeschwindigkeit deutlich anders gerichtete und höhere Kräfte im Gelenk. Es lässt sich daher die These aufstellen, dass die Schäden des medialen Kollateralbandes bei diesen Fortbewegungsarten und bei möglicherweise geringerer Adduktion auftreten (Voss et al. 2010). Die Belastung der lateralen Kollateralbänder könnte also möglicherweise nur im Schritt stärker ausgeprägt sein.

5.1.1.3 *Pronation und Supination*

Zu Beginn der Hangbeinphase verzeichnet das Glenohumeralgelenk eine deutliche Supination. Es wird also spiralförmig verdreht nach vorne geführt. Auch unter Betracht der Tatsache, dass das Schultergelenk als das mobilste aller Gliedmaßengelenke des Hundes gilt, ist dies unerwartet, ist man doch bisher von einem Vorführen der Gliedmaße ohne starke Pronations- oder Supinationsbewegungen ausgegangen. Allerdings geschieht die Hangbeinphase, also das Vorführen der Gliedmaße, mit relativ wenig aktiver Beteiligung der Schultermuskulatur (FISCHER et al. 2011). Diese schwache Führung der Gliedmaße könnte ein eher loses Schwingen in Supination zur Folge haben. In der zweiten Hälfte der Hangphase nimmt die Supination um $10,6 \pm 0,9^\circ$ auf ungefähr das Niveau ab, in dem sie sich während der Stützbeinphase befindet. In der zweiten Hälfte der Hangbeinphase wurde passend zu der FISCHER et al. (2011) beschriebenen abnehmenden Supination eine Zunahme der Muskelaktivität beobachtet, welche hier dem Abbremsen der Gliedmaße dient und eine straffere Führung der Gliedmaße zur Folge haben könnte. Dies unterstützt die Theorie der zuvor lose geführten Gliedmaße. Bei Gangarten, welche einer schnelleren Fortbewegung dienen, wie Trab und Galopp, nimmt mit den einwirkenden Kräften auch die Muskelaktivität zu (FISCHER et al. 2011). Dies könnte zur Folge haben, dass die Gliedmaße weniger lose nach vorne geführt wird und auch die Supination im Schultergelenk weniger prominent ist.

Auch in der Stützbeinphase befindet sich das Gelenk in Supination. Dies ist ebenfalls unerwartet und lässt sich nicht durch einen geringen Muskeltonus erklären. Eine mögliche Folge der Supination könnten unter Belastung Schäden an den medialen Kollateralbändern sein. Diese Tatsache könnte erklären warum diese Schäden medial häufiger vorkommen als an den lateralen Kollateralbändern (BARDET 1998). Diese Belastungsschäden treten besonders bei Arbeits- und Sporthunden (Agility) auf. Durch wiederholte Mikrotraumata kann es zu Laxität der Kollateralbänder kommen und so eine Ursache für chronische Lahmheiten darstellen (MARCELLIN-LITTLE et al. 2007). Es ist vorstellbar, dass eine ausgeprägte Supination während der Fortbewegung diese Mikrotraumata verstärkt auslöst.

5.1.2 Translation

Eine in vitro Studie beschäftigte sich mit der Auswirkung einer durchtrennten Bizeps- bzw. Supraspinatussehne auf die Translationsbewegungen im Schultergelenk (SIDAWAY et al. 2004). Es wurden 81 Vordergliedmaßen ausgewachsener, orthopädisch gesunder Hunde untersucht. Im Rahmen der Untersuchungen wurde das mediale, laterale und kraniale Translationsvermögen vor und nach Tenotomie analysiert. So wurde relativ zu einer neutralen Schultergelenksposition, die nicht näher definiert wird, bei 24 Gelenken in zwei Gruppen eine kraniale Translation von $1,6 \pm 0,6$ mm bzw. $0,9 \pm 0,5$ mm eine laterale Translation von $5,7 \pm 1,2$ mm bzw. $4,3 \pm 1,1$ mm und eine mediale Translation von $4,3 \pm 1,5$ mm bzw. $1,9 \pm 1,4$ mm festgestellt. In der vorliegenden Arbeit beträgt die kraniale bzw. kaudale Translation im Median $3,4 \pm 0,9$ mm. Ein Großteil dieser Bewegung wird nach kranial durchgeführt und liegt damit über den Ergebnissen von SIDAWAY et al. (2004). Die mediale bzw. laterale Translation beträgt in den eigenen Ergebnissen $1,3 \pm 0,4$ mm und liegt damit deutlich unter denen der letztgenannten Studie von (SIDAWAY et al. 2004). Die Untersuchungen von SIDAWAY et al. (2004) und McLAUGHLIN (2001) wurden an bereits eingefrorenen und wieder aufgetauten Kadavern durchgeführt und die auf das Gelenk wirkenden Kräfte wurden künstlich erzeugt. Dies sind Faktoren, die die Ergebnisse stark beeinflussen können. Die Ergebnisse von McLAUGHLIN (2001) weisen eine ähnliche Streuung wie die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit auf. Es kann jedoch gesagt werden, dass sich die Ergebnisse kranialer bzw. kaudaler Translation der genannten Studie und der vorliegenden Arbeit in einer ähnlichen Größenordnung bewegen. Die mediale und laterale Translation ist bei den Untersuchungen von SIDAWAY et al. (2004) um ein vielfaches höher als in der vorliegenden Arbeit.

5.1.3 Kaudales Aufklappen des Schultergelenks

Zwei der sechs in dieser Studie untersuchten Hunde zeigten bei mehreren Schritten ein Aufklappen des Glenohumeralgelenks. Dies ist besonders eindrücklich im *caudalen* Gelenksanteil. Röntgenologisch zeigt sich wie in den Ergebnissen beschrieben ein größerer Abstand zwischen der *Cavitas glenoidalis* und dem *Caput humeri*.

Die radiologischen Befunde waren bei einem der Hunde, die ein Aufklappen zeigten, auch in den Messungen am 3D-Modell nachzuvollziehbar. Bei dem Hund, welcher nur ein einmaliges Aufklappen zeigte, war dies nicht am 3D-Modell nach zu vollziehen. Der Grund hierfür bestand darin, dass dieser Schritt auf den Röntgenvideos nicht in voller Länge zu sehen war und daher nicht in die Auswahl zur Datenaquisition für die 3D-Modelle gekommen ist. Zu diesem Befund lagen also ausschließlich die radiologischen Daten vor. All diese Befunde sind als Einzelbefunde zu werten und nur deskriptiv zu interpretieren.

Es stellt sich die Frage inwieweit von einer physiologischen Variante ausgegangen werden kann oder ob es sich um einen pathologischen Befund handelt.

Bei anderen Gelenken wie dem Hüftgelenk wird eine Separation der Gelenksflächen während der normalen Bewegung nicht als physiologisch angesehen (HENRIGSON et al. 1966). Oftmals ist der Grund für eine Subluxation eine Instabilität des Gelenks, die angeborene, degenerative oder traumatische Ursachen hat (MANSSON et al. 1965, RISER et al. 1966).

Das Schultergelenk neigt zu Instabilität, da es ein ausschließlich durch laterale Bänder und Gelenkkapsel stabilisiertes Gelenk ist. Es wird nicht wie Knie- und Hüftgelenk durch die *Ligg. cruciata* bzw das *Lig. capitis ossis femoris* als zentrale Bänder stabilisiert. Auch verfügt es nicht über stabilisierende knöcherne Strukturen wie den *Proc. anconaeus* des Ellenbogengelenk oder den *Margo acetabuli* des Hüftgelenks.

Die Instabilität ist die häufigste Ursache für Schultergelenkslahmheiten beim Hund (BARDET 1999, BARDET 1998, FITCH et al. 2001, KUNKEL et al. 2008). Es ist denkbar, dass die untersuchten Schultergelenke, die ein Aufklappen zeigen, über subklinische Schäden des Stabilisationsmechanismus verfügen. Die untersuchten Probanden, welche das Aufklappen zeigten, wurden sechs und zwölf Monate nach Durchführung der Ganganalyse visuell auf Lahmheiten untersucht. Beide Tiere waren lahmheitsfrei. Falls ein beginnender pathologischer Prozess vorlag, so war dieser zumindest weiterhin nicht klinisch sichtbar.

Dennoch ist zu erwähnen, dass die ROM von *Adduktion/Abduktion* bei dem Hund, der das deutlichste Aufklappen zeigte, mit $17,1 \pm 4,7^\circ$ ein mehrfaches der ROM aller Hunde ($6,7 \pm 2,4^\circ$) aufwies. Eine mögliche Instabilität ist demnach in Betracht zu ziehen.

Die mediale bzw. laterale Translation lag bei diesem Hund mit $5,0 \pm 1,2$ mm deutlich näher an dem von SIDAWAY et al. (2004) bei Hunden mit durchtrennter Bizepssehne ermittelten Wert von $4,3 \pm 1,5$ mm als an dem Durchschnitt aller Hunde dieser Studie ($1,3 \pm 0,4$ mm). Auch wenn der in dieser Studie untersuchte Hund keine durchtrennte Bizepssehne hatte, so zeigt dieser Wert jedoch, dass ein medialer/lateraler Translationsumfang vorlag, welcher dem von Hunden mit einer künstlich herbeigeführten Instabilität sehr ähnelt, bzw. ihn sogar übertrifft. In der die Schultergelenksinstabilitäten befassenden Literatur, sind keine Angaben zu einem Aufklappen des Gelenkspaltes in der Bewegung vorhanden.

Eine erhöhte Gelenksfüllung durch Synovia würde die stabilisierend wirkenden Adhäsions/Kohäsionskräfte sowie den zusammen mit der engen Gelenkscapsel aufrechterhaltenen Unterdruck stören (BARDET 1998, COGAR et al. 2008, GOHLKE 2000).

Es ist denkbar, dass ein Aufklappen des Gelenks hierdurch begünstigt würde. Dagegen spricht jedoch, dass keine Anzeichen einer erhöhten Gelenksfüllung bei den zwei betroffenen Hunden der aktuellen Studie vorlagen.

Lahmheiten mit Ursache außerhalb des Schultergelenks können ebenfalls zu einer abweichenden Belastung der Gliedmaßen und Gelenke führen. So ist es denkbar, dass das Aufklappen des Glenohumeralgelenks nicht auf Grund einer Instabilität, sondern durch eine Ausweichbewegung zur Schmerzvermeidung auftritt. Diese Lahmheit hätte aber im subklinischen Bereich liegen müssen, da sie ein Ausschlusskriterium dargestellt hätte und bei einer Lahmheitsuntersuchung vor Beginn der Studie keinerlei klinisch sichtbare Pathologie aufgefallen ist. Auch die Befunde des Röntgens und der computertomographischen Untersuchungen keine pathologischen Veränderungen.

Eine weitere Ursache für eine veränderte Kinematik könnte die Implantierung der Marker darstellen. Theoretisch ist es möglich, bei der Implantation ein Trauma oder eine Entzündung verursacht zu haben. Dies könnte Dolenz und damit Veränderungen in der Gelenkskinematik bewirkt haben. Trotz der potentiellen Möglichkeit hält der Autor diese Theorie jedoch für unwahrscheinlich, da die Probanden im Zeitraum zwischen Markerimplantation und Durchführung der Ganganalyse unter Beobachtung standen und vom Zeitpunkt des

Erwachens nach der OP bis einschließlich des Laufens auf dem Laufband keinerlei Lahmheit oder Schmerzhaftigkeit zeigten. Darüber hinaus gibt es keinerlei Veröffentlichungen, die eine Reaktion auf Markerimplantation beschreiben. Vergleichbare Studien, die am gleichen Institut durchgeführt wurden, zeigten ebenfalls keine Reaktionen auf die Implantation der Marker (ROHWEDDER 2015). Es stellt sich die Frage, inwiefern das beobachtete Aufklappen und wieder Zusammenfallen des Gelenks degenerative Prozesse begünstigen könnte. Es ist bekannt, dass eine übermäßige oder falsche bzw. ungleichmäßige Belastung von Gelenken vermehrt zu Arthrose und Knorpelschäden führt (FITZPATRICK et al. 2009). Dauerhafte Instabilität führt zu Fehl- und Überbelastung und ist eine häufige Ursache degenerativer Gelenksveränderungen (BARDET 1998, MOW et al. 1995). Auch wenn nicht geklärt ist, inwiefern das Aufklappen physiologisch ist oder eine Form pathologischer Instabilität darstellt, so ist zumindest denkbar, dass degenerative Veränderungen daraus resultieren könnten.

Die Tatsache, dass bei zwei der sechs untersuchten Hunde röntgenologisch ein Aufklappen des kaudalen Schultergelenks festgestellt wurde, obwohl die betroffenen Hunde klinisch lahmheitsfrei waren, zeigt, dass eine höhere physiologische Varianz existieren könnte als angenommen. Gleichwohl ist auch zu sehen, dass die gängigen Mittel der klinischen Untersuchung nicht ausreichend sind, um subtile Veränderungen der Gelenkskinematik festzustellen. Weitere Untersuchungen am gesunden und erkrankten Hundeschultergelenk sind nötig um beurteilen zu können, inwiefern eine Separation der Gelenksflächen während der Gangart Schritt als physiologisch bzw. pathologisch angesehen werden kann.

5.2 Methodik

5.2.1 Heterogenität der Probandengruppe

In dieser Arbeit wurde die Bewegungskinematik einer Gruppe von sechs Hunden untersucht. Sowohl bei Alter als auch Größe und Gewicht lag absichtlich eine gewisse Streuung vor, um eine dem realen Patientenaufkommen entsprechende Tierpopulation zu gewährleisten. Aus diesem Grund wurde von einer homogenen Population von Labradoren oder Beagles abgesehen. Diese Heterogenität sollte es möglich machen Referenzwerte mit einem hohen praktischen Nutzen, also Werte die sich allgemein auf den Hund übertragen lassen, zu gewinnen. Die Hunde waren ausgewachsen und zwischen 20 und 30 Kg schwer. Ebenso zählten die Hunde zu unterschiedlichen Rassen bzw. waren Mischlingshunde. Trotz der

Streuung ist anzunehmen, dass die Ergebnisse nicht notwendigerweise auch die Verhältnisse bei deutlich kleineren/größeren oder leichteren/schwereren Hunden widerspiegeln. So zeigten bereits BRADY et al. (2013), dass zwischen schlanken und übergewichtigen Hunden signifikante Unterschiede in der Gelenkskinetik und - kinematik von Schulter-, Ellenbogen-, Hüft- und Tarsalgelenk vorliegen (BRADY et al. 2013). Ebenso gibt es signifikante rassespezifische Unterschiede (AGOSTINHO et al. 2011). Um die Ergebnisse auf eine breite Hundepopulation übertragen zu können erscheint die gewählte Probandenauswahl folglich als gut geeignet.

5.2.2 Populationsgröße

Limitierend ist in dieser Arbeit die geringe Größe der Patientenpopulation zu nennen. Es wurden sechs linke Schultergelenke von sechs Hunden untersucht. Eine höhere Anzahl an Probanden würde die Qualität der Ergebnisse erhöhen. Desweiteren weist das Konfidenzintervall der Messergebnisse eine relativ starke Streuung auf.

Von zehn für die Studie herangezogenen Hunden entsprachen sechs den Inklusionskriterien. Da der apparative Aufwands sehr hoch ist, ist diese Probandenzahl in vergleichbaren Studien üblich (BAIER et al. 2013, BOLLIGER et al. 2002, HOLLER et al. 2010, ROHWEDDER 2015).

5.2.3 Unilaterale vs. bilaterale Schultergelenksstudie

In der vorliegenden Arbeit wurden ausschließlich linke Schultergelenke untersucht. Die Unterschiede in den Bewegungen linker und rechter Gliedmaßen bzw. Gelenke sind jedoch statistisch nicht signifikant, daher kann von der Bewegung einer Körperseite beim gesunden Tier auf eine symmetrische Bewegung der kontralateralen Körperseite geschlossen werden (BUDSBERG et al. 1993, GILLETTE et al. 1999, SCHAEFER et al. 1998).

Das Erarbeiten von Referenzwerten für die physiologischen Bewegungsabläufe des kaninen Schultergelenks ist eine essentielle Grundlage jeglicher weiterführender Untersuchungen, denn nur so ist es möglich krankhafte Veränderungen objektiv von dem physiologischen Zustand abzugrenzen (FANCHON et al. 2007).

5.2.4 Fortbewegungsart bzw. -geschwindigkeit

Es wurde ausschließlich die Fortbewegung im Schritt untersucht. Dies bedeutet, dass sich die Ergebnisse nicht auf jede Art der Fortbewegung von Hunden übertragen lässt. Im Galopp und Trab liegt höchstwahrscheinlich eine andere Kinematik vor. Aufgrund der begrenzten Größe des Bildverstärkers wäre es bei Galopp und Trab nicht möglich gewesen den vollständigen Bewegungsablauf ohne Unterbrechung zu erfassen. Mit den deutlich schnelleren und raumgreifenderen Bewegungen würde sich der Proband aus dem Betrachtungsfeld der Röntgenanlage heraus bewegen. Zusätzlich steigt die Bewegungsunschärfe der Röntgenvideos mit zunehmender Geschwindigkeit der zu untersuchenden Objekte. Bei Hunden, die im Agilitysport aktiv sind, ist es bekannt, dass Probleme häufig durch Wendungen in schneller Gangart auftreten (LEVY et al. 2009). In der vorliegenden Studie wird jedoch bewusst die Fortbewegung im Schritt beurteilt, da bereits die Analyse der Gangart Schritt Aufschluss über verschiedene Pathologien geben kann.

Durch die Möglichkeit der Geschwindigkeitsregulierung am Laufband, konnte sichergestellt werden, dass sich alle Hunde im mittelschnellen Schritt fortbewegten. Dies sorgte für konstante Messergebnisse und ermöglichte durch einen leicht reproduzierbaren Versuchsaufbau gleiche Rahmenbedingungen für alle Hunde.

5.2.5 Bewegung auf dem Laufband

Die Datenerfassung wurde während der Fortbewegung auf einem Laufband durchgeführt. Es ist beschrieben, dass sich der Gang auf einem Laufband geringfügig zu dem Gang auf festem Boden unterscheiden kann (TORRES et al. 2013). Die ungewohnte Umgebung im Versuchsraum sowie das Laufband selbst können das Gangbild beeinflussen (BUCHNER et al. 1994). Studien haben jedoch gezeigt, dass diese Einflüsse beim Hund mit einer Eingewöhnungszeit auf dem Laufband von ca. zwei Minuten relativiert werden können und sich ein mit der Bewegung auf festem Untergrund vergleichbares Gangbild einstellt (OWEN et al. 2004). Da allen Hunden in mehreren, mehrminütigen Phasen eine ausgedehnte Gewöhnung an Umgebung und Laufband zuteil kam, kann davon ausgegangen werden, dass der Versuchsaufbau keinen Einfluss mehr auf die Bewegung der Probanden hatte. Dies wurde visuell überprüft, eine objektive, kinetische Analyse des Gangbildes, in Form von Bodenreaktionsplatten, wurde nicht

durchgeführt. Subtile Veränderungen können daher nicht ausgeschlossen werden. Da die gesamte Probandenpopulation unter gleichen technischen Bedingungen untersucht wurde sowie die gleiche Möglichkeit zur Eingewöhnung bekam, ist die Vergleichbarkeit der einzelnen Tiere gegeben. Ein Versuchsaufbau ohne Laufband ist mit einer röntgenbasierten Bewegungsanalyse aus technischen Gründen nicht umzusetzen.

5.2.6 Arthrodesewinkel

Der Mittelwert des Extensions- bzw. Flexionswinkels des Glenohumeralgelenks über Hang- und Stützbeinphase beträgt $132,4 \pm 10,9^\circ$, das Gelenk ist also relativ stark gebeugt. Der mittlere Winkel in der Stützbeinphase beträgt $137,8 \pm 2,4^\circ$. In der Literatur wird der empfohlene Arthrodesewinkel für das Schultergelenk mit ca. 110° angegeben (JOHNSON et al. 2005, WATSON et al. 2003). In einer Studie aus dem Jahr 2012 wurden die Arthrodesen bereits mit einem durchschnittlichen Winkel von 114° mit Erfolg durchgeführt (FITZPATRICK et al. 2012). Das Schultergelenk wird in der Regel in einer moderaten Beugehaltung zur absichtlichen Verkürzung der Gliedmaße versteift (FITZPATRICK et al. 2012). Da der Winkel in dem sich das Schultergelenk während der Stützbeinphase befindet in dieser Studie jedoch mit $132,4 \pm 10,9^\circ$ deutlich über den üblichen Winkeln zur Gelenksversteifung liegt, stellt sich die Frage, ob der Arthrodesewinkel nach oben korrigiert werden könnte. Wiederum ist jedoch darauf hinzuweisen, dass es laut AGOSTINHO et al. (2011) deutliche rassespezifische Unterschiede bezüglich des Bewegungsumfangs gibt und es so möglicherweise nicht sinnvoll ist, einen allgemeinen Richtwert für alle Hunde zu formulieren.

5.2.7 Genauigkeit der fluoroskopsichen Ganganalyse

Obwohl die theoretische Präzision der markerbasierten Ganganalyse sehr hoch ist, gibt es im praktischen Versuchsaufbau mehrere Faktoren die die Genauigkeit einschränken können (GATESY et al. 2010).

5.2.7.1 Überlagerung

Die größte Herausforderung in dieser Studie ist die adäquate Röntgendurchleuchtung der hohen Schichtdicke des caninen Schultergürtels. So kommt es besonders bei sehr muskulösen Hunden zu starker Auslöschung des Röntgensignals während sich linkes und rechtes Schultergelenk überlagern. Dadurch fällt es in einzelnen Bereichen schwer die Marker von dem umliegenden Gewebe abzugrenzen, wodurch die Erfassung der Bewegung ungenauer wird. Eine Erhöhung der Dosis bringt in diesem Fall keinen Erfolg, da das Bild zwar aufgehellert wird, der Kontrast zwischen Marker und umliegenden Gewebe jedoch nicht erhöht wird. Durch Änderung des Winkels in dem die Röntgenstrahlen durch das Gewebe treten lässt sich dieses Problem in vielen Fällen

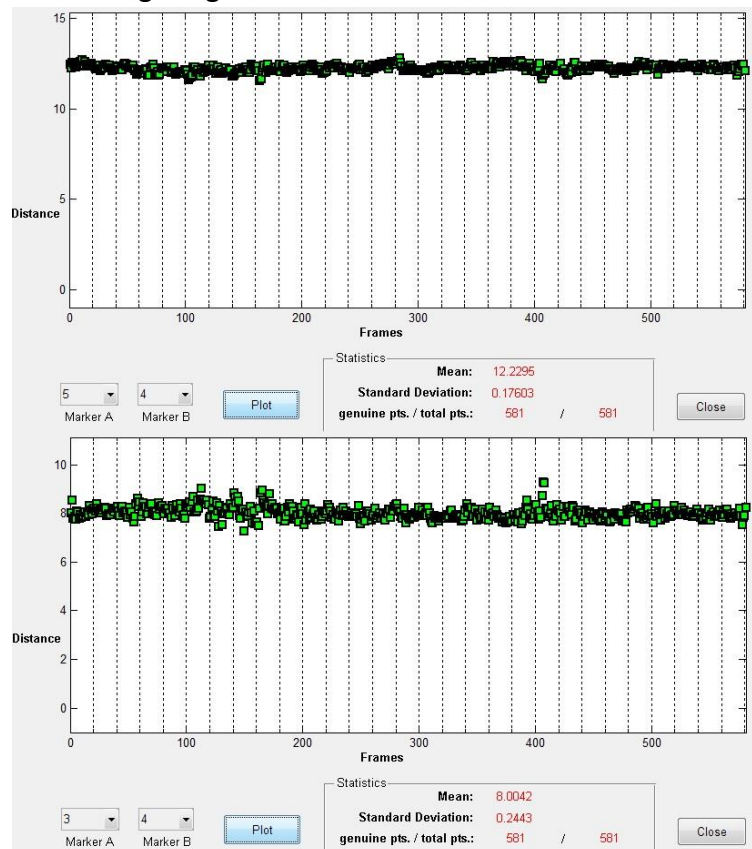


Abbildung 59a: Standardabweichung des Intermarkerabstand zwischen zwei gut sichtbaren Markern von 0,17603mm

Abbildung 59b: Standardabweichung des Intermarkerabstand zwischen einem gut sichtbaren und einem überschatteten Marker von 0,2443mm

verringern. So ist die Standardabweichung der Intermarkerabstände bei Untersuchung der Ellenbogengelenke deutlich geringer (ROHWEDDER 2015). Dies führt der Autor darauf zurück, dass es im Bereich der distalen Gliedmaßen durch weniger angelagertes Weichteil zu einem kürzeren Moment der Überlagerung kommt und zum anderen die Überlagerung aufgrund der geringeren Schichtdicke nicht zu einer vergleichbar intensiven Auslöschung der Röntgenstrahlung führt (Abbildung 59). Durch die angesprochene Winkeländerung der Röntgenstrahlen und die Verwendung mehrerer Marker war es möglich, das Problem der Überlagerung soweit zu verringern, dass die Messungen nicht negativ beeinflusst wurden.

5.2.7.2 Durchleuchtungssystem

Die Bildempfänger der Röntgenanlage (Philips Medio 30/50/65 CP-H, Philips, Niederlande) verfügen über eine Auflösung von 1,8 Linienpaaren / Millimeter. Die Hochgeschwindigkeitskameras (Optronis CR 600X2, Optronis GmbH, Kehl, Deutschland), welche die Videos aufzeichneten, verfügen bei der verwendeten Bildwiederholungszahl von 500 Bildern/Sekunde über eine Auflösung von 1280x1024 Pixel. Diese hohe Auflösung war besonders notwendig um Translationsbewegungen zu detektieren. Neben den Kameras an den Bildverstärkern wurde eine dritte Kamera zum Aufzeichnen der Auffussungs- bzw. Abfussungszeitpunkte benutzt. Dies ermöglichte eine genaue visuelle Kontrolle des Auf- und Abfussungszeitpunkts und ist essentiell, um die Analysedaten unter den Probanden vergleichbar zu machen. Eine spezielle Software (TimeBench 2.5.31., Optronis GmbH, Kehl, Deutschland) stellte sicher, dass die Aufnahmen aller Kameras zeitlich synchron waren. Die Leistungsfähigkeit des Systems übertrifft damit das System einer vergleichbaren Studie (BRAINERD et al. 2010).

5.2.7.3 Markertracking

Das Verfolgen der Marker im Verlauf der Röntgenvideos kann sowohl automatisiert durch den Computer als auch manuell durchgeführt werden. Das so genannte Marker-Tracking ist die größte potentielle Fehlerquelle bei röntgenmarkerbasierten Ganganalysen (BRAINERD et al. 2010). Bei guten Kontrastverhältnissen unterscheidet sich die Genauigkeit zwischen automatisiertem und manuellem Tracking nicht. Wenn der Kontrast durch Überlagerung oder schlechte Kontrastverhältnisse abnimmt, so ist manuelles Vorgehen notwendig. Je weiter die Marker eines Knochens voneinander entfernt liegen, desto genauer sind die Messergebnisse. Zusätzlich wird der Gefahr des Verwechselns von nah beieinander liegenden Markern vorgebeugt, welche hauptsächlich beim automatisierten Tracking besteht. Darüber hinaus kann die Verwendung von mehr als den drei nötigen Markern pro Starrkörper (Knochen) das Ergebnis ebenfalls verbessern. Um Fehler durch schlechte Sichtbarkeit oder Lockerung eines Markers zu minimieren, wurde der Abstand zwischen allen Markern eines Starrkörpers/Knochens über den gesamten Bewegungsablauf überprüft (Abbildung 59a+b). Darüber hinaus wurden die Abstände in den CT-Aufnahmen gegengeprüft. So konnte das

Verwenden von Daten minderer Qualität und Generieren von Messfehlern verhindert werden und eine Messgenauigkeit erreicht werden, welche im Bereich der Arbeit zur Untersuchung der Ellenbogengelenkskinematik von ROHWEDDER (2015) liegt.

Das Verwenden eines auf Hautmarkern basierenden Systems hätte zwar Probleme mit Überlagerung und unzureichenden Kontrastverhältnissen minimieren oder beseitigen können. Allerdings wäre diese Methode dennoch ungeeignet, da Hautmarker nicht direkt die Bewegungen der Knochen repräsentieren, sondern die Bewegung der darüber liegenden Haut. Daher weichen die über Hautmarker gewonnenen Daten deutlich von den eigentlichen Bewegungen der Knochen ab (BAUMAN et al. 2010, SCHWENCKE et al. 2012). Insbesondere um die feinen Translationsbewegungen festzustellen sind genaue Messmethoden wie die knochenmarkerbasierte Röntgenvideokinematographie vorzuziehen.

Die in dieser Arbeit ermittelten Normalwerte können als Referenz für weiterführende Studien herangezogen werden. So könnte beispielsweise die Fortbewegung im Trab und Galopp untersucht werden, um ein umfassenderes Bild der Schultergelenkskinematik in allen kaninen Hauptfortbewegungsarten zu zeichnen. Die Verwendung der Röntgenphoto-grammetrie als Diagnostikum kann helfen, potentiell pathologische Veränderungen frühzeitig zu erkennen. Zudem ist es denkbar, dass durch den Prozess der Durchleuchtung in Bewegung die Lokalisierung von Lahmheiten vereinfacht werden könnte. Letztgenannte Anwendungen könnten auch ohne vorherige Implantation von Knochenmarkern und somit deutlich reduzierter Invasivität eine dennoch ausreichende Aussagekraft besitzen. So liefert bereits die visuelle Analyse der Röntgenvideos wichtige Erkenntnisse. Darüber hinaus ist es möglich durch Methoden wie das Scientific Rotoscoping die Auswertbarkeit der Daten über virtuelle 3D-Modelle am Computer zu vereinfachen und die Präzision zu erhöhen.

6 Zusammenfassung

Jan Klasen

Die physiologische dreidimensionale Schultergelenkskinematik beim Hund:

Eine röntgenkinematographische Studie

Klinik für Kleintiere der Veterinärmedizinischen Fakultät der Universität Leipzig

Eingereicht im Juni 2018

(92 Seiten, 59 Abbildungen, 4 Tabellen, 108 Literaturangaben)

Schlüsselwörter: Gelenkskinematik – fluoroskopische Ganganalyse – gesundes Schultergelenk – Aufklappen des Glenks – Hund – in vivo

Einleitung

Verletzungen und degenerative Erkrankungen des Schultergelenks sind sehr häufige Ursachen für Vorderhandlahmheiten des Hundes. Hunde mit Vorderhandgelenkslahmheiten zeigen zu 40-60% computertomographische Befunde in einem oder beiden Schultergelenken. Ein Verständniss der physiologischen Gelenkskinematik kann helfen die Ätiologie verschiedener Schultergelenkserkrankungen zu begreifen und dadurch Ansätze für neue Therapien zu schaffen. Während hautmarkerbasierte Methoden zu starker Artefaktbildung führen, bieten knochenmarkerbasierte Untersuchungen mittels Durchleuchtung wesentlich bessere Ergebnisse. Dies gilt insbesondere für Translationsbewegungen.

Ziel der Untersuchungen

Ziel der Studie war es präzise Referenzwerte für die physiologische dreidimensionale Kinematik des kaninen Schultergelenks zu erarbeiten.

Material und Methoden

Sechs gesunde Schultergelenke von sechs Hunden gingen in die Studie ein. Nach der Implantation von mindestens drei röntgendichten Markern in Skapula und Humerus wurde eine stereofluoroskopische Ganganalyse durchgeführt. Die Hunde bewegten sich dazu im Schritt auf einem Laufband fort. Die dabei erstellten Röntgenvideos wurden aufbereitet und visuell beurteilt und die ermittelten Bewegungsdaten auf 3D-Modelle der Knochen der Hunde

übertragen. Durch Anbringen eines Koordinatensystems konnten die Rotations- und Translationswerte in Grad und Millimeter ermittelt werden.

Ergebnisse

Für die Hangbeinphase betrugen die Mittelwerte der Supination/Pronation $25,1^\circ$ (SD: $2,9^\circ$; 95%KI: $19,3^\circ$ - $30,8^\circ$), der Adduktion/Abduktion $-7,6^\circ$ (SD: $2,4^\circ$; 95%KI: $-13,7^\circ$ - $-1,5^\circ$) und der Extension/Flexion $127,0^\circ$ (SD: $13,8^\circ$; 95%KI: $117,4^\circ$ - $136,6^\circ$). Die distale/proximale Translation betrug $-1,2$ mm (SD: $0,2$ mm; 95%KI: $-3,3$ mm- $0,76$ mm), die kraniale/kaudale Translation $1,2$ mm (SD: $0,9$ mm; 95%KI: $-2,2$ mm- $4,6$ mm) und die mediale/laterale Translation $-5,7$ mm (SD: $0,4$ mm; 95%KI: $-9,4$ mm - $-2,1$ mm). Für die Stützbeinphase betrug die Supination/Pronation $18,5^\circ$ (SD: $0,9^\circ$; 95%KI: $12,3^\circ$ - $24,6^\circ$), die Adduktion/Abduktion $-6,1^\circ$ (SD: $1,7^\circ$; 95%KI: $-11,2^\circ$ - $-1,1^\circ$) und die Extension/Flexion $137,8^\circ$ (SD: $2,4^\circ$; 95%KI: $127,3^\circ$ - $148,3^\circ$). Die distale/proximale Translation betrug $1,3$ mm (SD: $0,1$ mm; 95%KI: $-3,0$ mm- $0,5$ mm), die kraniale/kaudale Translation $2,0$ mm (SD: $0,4$ mm; 95%KI: $-1,8$ mm- $5,9$ mm) und die mediale/laterale Translation $-4,6$ mm (SD: $0,2$ mm; 95%KI: $-7,7$ mm - $-1,5$ mm). Bei zwei der Hunde fiel gegen Ende der Hangbeinphase radiologisch ein Aufklappen des kaudalen Anteils des Schultergelenks auf. Bei einem dieser Hunde war die veränderte Kinematik auch in den Mess-ergebnissen an den 3D-Modellen nachzuvollziehen. So betrug bei diesem Hund die ROM (range of motion) der Adduktion/Abduktion in der Hangbeinphase $17,1 \pm 4,7^\circ$ und die ROM der medialen/lateralen Translation $5,0 \pm 1,2$ mm.

Schlussfolgerung

Erstmals konnte die Translation des Schultergelenks während der Bewegung präzise dargestellt werden. Zusammen mit den Daten der Rotationsbewegungen stellt dies eine wichtige Grundlage dar, um Pathologien des Schultergelenks bewerten zu können. Die Tatsache, dass röntgenologisch ein Aufklappen des kaudalen Schultergelenks festgestellt wurde, obwohl die betroffenen Hunde klinisch lahmheitsfrei waren, bedeutet, dass eine höhere physiologische Varianz existieren könnte, als bisher angenommen. Ebenso zeigt sich, dass die Mittel der klinischen Untersuchung nicht ausreichend sind, um subtile Veränderungen der Gelenkskinematik festzustellen. Die Verwendung der Röntgenphotogrammetrie ohne Marker als ein Diagnostikum kann helfen, potentiell pathologische Veränderungen frühzeitig zu erkennen. Zudem ist es denkbar, dass durch den Prozess der Durchleuchtung in Bewegung die Lokalisierung von Lahmheiten vereinfacht werden könnte.

7 Summary

Jan Klasen

**The physiological three dimensional kinematics of the glenohumeral joint in dogs:
An x-ray cinematographic study.**

Department of Small Animal Medicine, Faculty of Veterinary Medicine, University of Leipzig

Submitted in June 2018

(92 pages, 59 figures, 4 tables, 108 references)

Keywords: shoulder joint kinematics – fluoroscopic gait analysis – sound glenohumeral joint – separation of joint surfaces – dog – in vivo

Introduction

Injuries and degenerative diseases of the shoulder joint are very common causes of front limb lameness of the dog. Computertomographic studies of dogs with lameness of the front limbs show pathological findings in 40-60% of the cases. Deeper comprehending of the physiological joint kinematics can help both to get a better understanding of the pathologies of the shoulder joint and to facilitate approaches for new treatment options. Skin marker based systems have to cope with strong artifacts. Fluoroscopic analyses have far more accurate results. This is especially true for translational data.

Objective

The aim of the study was to get reference values of the kinematics of the sound glenohumeral joint.

Material and Methods

Six sound shoulder joints of six dogs were included in the study. After implantation of at least three radiodense markers into the scapula and the humerus a fluoroscopic gait analysis was performed. For data aquisition the dogs trotted on a treadmill inbetween two fluoroscopic systems with high speed cameras attached to them. High speed xray videos were collected,

processed and evaluated visually. Kinematic data was gathered from the videos and transferred onto 3D bone models. By using a virtual coordinate system, the rotational as well as translational data of the glenohumeral joint could be determined.

Results

For the swing phase the following median values were collected: supination/pronation was $25,1^{\circ}$ (SD: $2,9^{\circ}$; 95%KI: $19,3^{\circ}$ - $30,8^{\circ}$), adduction/abduction was $-7,6^{\circ}$ (SD: $2,4^{\circ}$; 95%KI: $-13,7^{\circ}$ - $-1,5^{\circ}$), extension/flexion was $127,0^{\circ}$ (SD: $13,8^{\circ}$; 95%KI: $117,4^{\circ}$ - $136,6^{\circ}$), distal/proximal translation was $-1,2$ mm (SD: $0,2$ mm; 95%KI: $-3,3$ mm- $0,76$ mm), cranial/caudal translation was $1,2$ mm (SD: $0,9$ mm; 95%KI: $-2,2$ mm- $4,6$ mm) and medial/lateral translation was $-5,7$ mm (SD: $0,4$ mm; 95%KI: $-9,4$ mm - $-2,1$ mm). For the stance phase the following median values were collected: supination/pronation was $18,5^{\circ}$ (SD: $0,9^{\circ}$; 95%KI: $12,3^{\circ}$ - $24,6^{\circ}$), adduction/abduction was $-6,1^{\circ}$ (SD: $1,7^{\circ}$; 95%KI: $-11,2^{\circ}$ - $-1,1^{\circ}$), extension /flexion was $137,8^{\circ}$ (SD: $2,4^{\circ}$; 95%KI: $127,3^{\circ}$ - $148,3^{\circ}$), distal/proximal translation was $1,3$ mm (SD: $0,1$ mm; 95%KI: $-3,0$ mm- $0,5$ mm), cranial/caudal translation was $2,0$ mm (SD: $0,4$ mm; 95%KI: $-1,8$ mm- $5,9$ mm) and medial/lateral translation was $-4,6$ mm (SD: $0,2$ mm; 95%KI: $-7,7$ mm - $-1,5$ mm). Two of the dogs showed excessive separation of caudal aspects of the shoulder joint towards the end of the swing phase. One of the two dogs also showed obvious change in the joint kinematics visible in the data from 3D models. This dog's ROM (range of motion) for adduction/abduction and medial/lateral translation was $17,1 \pm 4,7^{\circ}$ and $5,0 \pm 1,2$ mm, respectively.

Conclusion

For the first time it was possible to collect precise data on translational movement of the shoulder joint during locomotion. Together with data of rotational movement this serves as an important basis to evaluate pathologies of the canine shoulder. The fact that radiographically visible changes in joint kinematics were visible in dogs that were clinically sound shows that there might be a broader physiological range than expected. It also illustrates that the means of clinical examination are not sufficient to detect subtle changes in joint kinematics. The use of fluoroscopic gait analysis can help to identify potentially pathologic changes much earlier and help localizing lamenesses.

8 Literaturverzeichnis

Adrian MJ, Roy WE, Karpovich PV. Normal gait of the dog: an electrogoniometric study. Am J. Vet. Res. 1966;27(116):90-95.

Afelt Z, Kasicki S. Limb coordinations during locomotion in cats and dogs. Acta Neurobiol Exp (Wars). 1975;35(4):369-378.

Agostinho FS, Rahal SC, Miqueleto NS, Verdugo MR, Inamassu LR, El-Warrak AO. Kinematic analysis of Labrador Retrievers and Rottweilers trotting on a treadmill. Vet Comp Orthop Traumatol. 2011;24(3):185-191.

Alexander RM. The mechanics of jumping by a dog (Canis familiaris). J.Zool. 1974;173(4):549-573.

Allen K, Decamp CE, Braden TD, Bahns M. Kinematic Gait Analysis of the Trot in Healthy Mixed Breed Dogs. Vet Comp Orthop Traumatol. 1994;7(4):148-153.

Aronson AS, Jonsson N, Alberius P. Tantalum markers in radiography. An assessment of tissue reactions. Skeletal Radiol. 1985;14(3):207-211.

Baier DB, Gatesy SM. Three-dimensional skeletal kinematics of the shoulder girdle and forelimb in walking Alligator. J. Anat. 2013;223(5):462-473.

Balg F, Boileau P. The instability severity index score. A simple pre-operative score to select patients for arthroscopic or open shoulder stabilisation. J. Bone Joint Surg. Br. 2007;89(11):1470-1477.

Barclay OR. Some aspects of the mechanics of mammalian locomotion. J. Exp. Biol. 1952;30(116).

Bardet J. Lesions of the biceps tendon. Diagnosis and classification. Vet Comp Orthop Traumatol. 1999;12:188-195.

Bardet JF. Diagnosis of shoulder instability in dogs and cats: a retrospective study. J Am Anim Hosp Assoc. 1998;34(1):42-54.

Barthel T, U.König, D.Böhm, Loehr JF, F.Gohlke. Die Anatomie des Labrum glenoidale. Orthopäde. 2003;32(7):578-585.

Bauman JM, Chang YH. High-speed X-ray video demonstrates significant skin movement errors with standard optical kinematics during rat locomotion. *J. Neurosci. Methods.* 2010;186(1):18-24.

Birch E, Boyd J, Doyle G, Pullen A. The effects of altered distances between obstacles on the jump kinematics and apparent joint angulations of large agility dogs. *Vet J.* 2015;204(2):174-178.

Birch E, Lesniak K. Effect of fence height on joint angles of agility dogs. *Vet J.* 2013;198:99-102.

Boczek-Funcke A, Kuhtz-Buschbeck JP, Illert M. Kinematic analysis of the cat shoulder girdle during treadmill locomotion: an X-ray study. *Eur. J. Neurosci.* 1996;8(2):261-272.

Boddeker J, Druen S, Meyer-Lindenberg A, Fehr M, Nolte I, Wefstaedt P. Computer-assisted gait analysis of the dog: comparison of two surgical techniques for the ruptured cranial cruciate ligament. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2012;25(1):11-21.

Bolliger C, DeCamp CE, Stajich M, Flo GL, Martinez SA, Bennett RL, et al. Gait analysis of dogs with hip dysplasia treated with gold bead implantation acupuncture. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2002;15(2):116-122.

Borelli GA. *De motu animalium.* 1679.

Böttcher P, Rey J, editors. *In vivo kinematics of the canine stifle.* Proceedings of the 3rd World Veterinary Orthopaedic Congress; 2010 Sep 15-18; Bologna, Italien.

Bradford DEH. Examination Of Human Gait. *J Boston Soc Med Sci.* 1897;2(3):20-21.

Brady RB, Sidiropoulos AN, Bennett HJ, Rider PM, Marcellin-Little DJ, DeVita P. Evaluation of gait-related variables in lean and obese dogs at a trot. *Am. J. Vet. Res.* 2013;74(5):757-762.

Brainerd EL, Baier DB, Gatesy SM, Hedrick TL, Metzger KA, Gilbert SL, et al. X-ray reconstruction of moving morphology (XROMM): precision, accuracy and applications in comparative biomechanics research. *J Exp Zool A Ecol Genet Physiol.* 2010;313(5):262-279.

Braune, Christian Wilhelm, Fischer O. *Die bei der Untersuchung von Gelenkbewegungen anzuwendende Methode: erläutert am Gelenkmechanismus des Vorderarms beim Menschen.* Hirzel. 1885.

Bryant JD, Bennett MB, Brust J, McN. AR. Forces exerted on the ground by galloping dogs (*Canis familiaris*). *J. Zool.* 1987;213(2):193-203.

Buchner H, Savelberg H, Schamhardt H, Merkens H, Barneveld A. Kinematics of treadmill versus overground locomotion in horses. *Vet Q* 1994;16(sup2):87-90.

Budsberg SC, Jevens DJ, Brown J, Foutz TL, DeCamp CE, Reece L. Evaluation of limb symmetry indices, using ground reaction forces in healthy dogs. *Am. J. Vet. Res.* 1993;54(10):1569-1574.

Budsberg SC, Verstraete MC, Soutas-Little RW. Force plate analysis of the walking gait in healthy dogs. *Am. J. Vet. Res.* 1987;48(6):915-918.

Cogar SM, Cook CR, Curry SL, Grandis A, Cook JL. Prospective evaluation of techniques for differentiating shoulder pathology as a source of forelimb lameness in medium and large breed dogs. *Vet Surg.* 2008;37(2):132-141.

Cook JL, Renfro DC, Tomlinson JL, Sorensen JE. Measurement of angles of abduction for diagnosis of shoulder instability in dogs using goniometry and digital image analysis. *Vet Surg.* 2005;34(5):463-468.

Craig E, Hohn R, Anderson W. Surgical stabilization of traumatic medial shoulder dislocation [Dogs]. *J Am Anim Hosp Assoc.* 1980.

Cullen KL, Dickey JP, Bent LR, Thomason JJ, Moëns NMM. Internet-based survey of the nature and perceived causes of injury to dogs participating in agility training and competition events. *J. Am. Vet. Med. Assoc.* 2013;243(7):1010-1018.

DeCamp C, Soutas-Little R, Hauptman J, Olivier B, Braden T, Walton A. Kinematic gait analysis of the trot in healthy greyhounds. *Am. J. Vet. Res.* 1993;54(4):627-634.

Doukas WC, Speer KP. Anatomy, pathophysiology, and biomechanics of shoulder instability. *Orthop. Clin. North Am.* 2001;32(3):381-391, vii.

Eljack H, Werner H, Bottcher P. Sensitivity and specificity of 3D models of the radioulnar joint cup in combination with a sphere fitted to the ulnar trochlear notch for estimation of radioulnar incongruence in vitro. *Vet Surg.* 2013;42(4):365-370.

Evans R, Horstman C, Conzemius M. Accuracy and optimization of force platform gait analysis in labradors with cranial cruciate disease evaluated at a walking gait. *Vet Surg.* 2005;34(5):445-449.

Fanchon L, Grandjean D. Accuracy of asymmetry indices of ground reaction forces for diagnosis of hind limb lameness in dogs. *Am. J. Vet. Res.* 2007;68(10):1089-1094.

Filipe VM, Pereira JE, Costa LM, Mauricio AC, Couto PA, Melo-Pinto P, et al. Effect of skin movement on the analysis of hindlimb kinematics during treadmill locomotion in rats. *J. Neurosci. Methods.* 2006;153(1):55-61.

Finley FR, Karpovich PV. Electrogoniometric Analysis Of Normal And Pathological Gaits. *Mil Med.* 1961;12(8).

Fischer MS, Blickhan R. The tri-segmented limbs of therian mammals: kinematics, dynamics, and self-stabilization--a review. *J. Exp. Zoolog. Part A Comp. Exp. Biol.* 2006;305(11):935-952.

Fischer MS, Lilje KE. Die Jenaer Studie zur Fortbewegung von Hunden. *Hunde in Bewegung.* 1. Aufl. ed: Kosmos; 2011. p. 34-44.

Fischer MS, Schilling N, Schmidt M, Haarhaus D, Witte H. Basic limb kinematics of small therian mammals. *J. Exp. Biol.* 2002;205(Pt 9):1315-1338.

Fitch R, Breshears L, Staatz A, Kudnig S. Clinical evaluation of prosthetic medial glenohumeral ligament repair in the dog (ten cases). *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2001;14(4):222-228.

Fitzpatrick N, Yeadon R. Working algorithm for treatment decision making for developmental disease of the medial compartment of the elbow in dogs. *Vet Surg.* 2009;38(2):285-300.

Fitzpatrick N, Yeadon R, Smith TJ, Johnson J, Baltzer WI, Amils R, et al. Shoulder arthrodesis in 14 dogs. *Vet Surg.* 2012;41(6):745-754.

Freedman L, Munro RR. Abduction of the arm in the scapular plane: scapular and glenohumeral movements. A roentgenographic study. *J Bone Joint Surg Am.* 1966;48(8):1503-1510.

Frenken T, Lohmann O, Frenken M, Steen E-E, Hein A. Performing gait analysis within the timed up & go assessment test comparison of a TUG to a marker-based tracking system. *Inform Health Soc Care.* 2014;39(3-4):232-248.

Garcia TC, Sturges BK, Stover SM, Aoki K, Liang JM, Reinhardt KB, et al. Forelimb brachial muscle activation patterns using surface electromyography and their relationship to kinematics in normal dogs walking and trotting. *Comp Exerc Physiol.* 2014.

Gatesy SM, Baier DB, Jenkins FA, Dial KP. Scientific roto-scoping: a morphology-based method of 3-D motion analysis and visualization. *J Exp Zool A Ecol Genet Physiol*. 2010;313(5):244-261.

Gillette R, Zebas C. A two-dimensional analysis of limb symmetry in the trot of Labrador retrievers. *J Am Anim Hosp Assoc*. 1999;35(6):515-520.

Gohlke F. Biomechanik der Schulter. *Orthopade*. 2000;29(10):834-844.

Grandis A, Spadari A, Bombardi C, Casadio Tozzi A, De Sordi N, Lucchi ML. Mechanoreceptors in the medial and lateral glenohumeral ligaments of the canine shoulder joint. *Vet Comp Orthop Traumatol*. 2007;20(4):291-295.

Gray MJ, Lambrechts NE, Maritz NG, Joubert KE. A biomechanical investigation of the static stabilisers of the glenohumeral joint in the dog. *Vet Comp Orthop Traumatol*. 2005;18(2):55-61.

Griffon DJ, McLaughlin RM, Roush JK. Vertical Ground Reaction Force Redistribution During Experimentally Induced Shoulder Lameness in Dogs. *et Comp Orthop Traumatol*. 1994;7(4):23-26.

Guanche C, Knatt T, Solomonow M, Lu Y, Baratta R. The synergistic action of the capsule and the shoulder muscles. *Am J Sports Med*. 1995;23(3):301-306.

Gurevich L, Bennett WH, Anderson MA, Mann FA, Jiang B, Hahn AW. A force plate and display system for studying ground reaction forces in dogs. *Biomed Sci Instrum*. 1994;30:81-86.

Henrigson B, Norberg I, OLSSONS SE. On the etiology and pathogenesis of hip dysplasia: a comparative review. *J Small Anim Pract*. 1966;7(11):673-688.

Hildebrand M. Symmetrical gaits of dogs in relation to body build. *J. Morphol*. 1968;124(3):353-360.

Holler PJ, Brazda V, Dal-Bianco B, Lewy E, Mueller MC, Peham C, et al. Kinematic motion analysis of the joints of the forelimbs and hind limbs of dogs during walking exercise regimens. *Am J Vet Res*. 2010;71(7):734-740.

Hottinger HA, DeCamp CE, Olivier NB, Hauptman JG, Soutas-Little RW. Noninvasive kinematic analysis of the walk in healthy large-breed dogs. *Am J Vet Res*. 1996;57(3):381-388.

Inman VT, Saunders JBDM, Abbott LC. Observations on the function of the shoulder joint. J Bone Joint Surg Am. 1944;26(1):1-30.

Jarvis SL, Worley DR, Hogg SM, Hill AE, Haussler KK, Reiser RF, 2nd. Kinematic and kinetic analysis of dogs during trotting after amputation of a thoracic limb. Am J Vet Res. 2013;74(9):1155-1163.

Jenkins FAJFA, Jr. The movement of the shoulder in clavicate and a clavicate mammals. J. Morphol. 1974;144(1):71-84.

Johnson A, Houlton J, Vannini R. Arthrodesis of the shoulder. Davos, Switzerland: AO Publishing; 2005. 434–439 p.

Karl U. Smith CDM, Frederick E. Shideman. Analysis Of The Temporal Components Of Motion In Human Gait. Am J Phys Med Rehabil. 1960;39(4):142-151.

Kinzel GL, Van Sickle DC, Hillberry BM, Hall AS, Jr. Preliminary study of the in vivo motion in the canine shoulder. Am J Vet Res. 1976;37(12):1505-1510.

König HE, Liebich H-G. Veterinary anatomy of domestic mammals: textbook and colour atlas: Schattauer GmbH; 2004.

Kunkel KA, Rochat MC. A review of lameness attributable to the shoulder in the dog: part one. J Am Anim Hosp Assoc. 2008;44(4):156-162.

Lande R, Reese SL, Cuddy LC, Berry CR, Pozzi A. Prevalence of computed tomographic subchondral bone lesions in the scapulohumeral joint of 32 immature dogs with thoracic limb lameness. Vet Radiol Ultrasound. 2014;55(1):23-28.

Lawrence A. Stein ANE, John S. Sampalis, Marilyn A. Kaplow, Mohan D. Patel, Nelson S. Mitchell. Motion of the patella during walking a video digital-fluoroscopic study in healthy volunteers. AJR Am J Roentgenol. 1993;161(3):617-620.

Leardini A, Chiari L, Della Croce U, Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry - Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. Gait Posture. 2005;21(2):212-225.

Levick J. Joint pressure-volume studies: their importance, design and interpretation. J. Rheumatol. 1983;10(3):353-357.

Levy M, Hall C, Trentacosta N, Percival M. A preliminary retrospective survey of injuries occurring in dogs participating in canine agility. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2009;22(4):321-324.

Lippitt S, Matsen F. Mechanisms of glenohumeral joint stability. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1993(291):20-28.

Lippitt SB, Vanderhooft JE, Harris SL, Sidles JA, Harryman DT, 2nd, Matsen FA, 3rd. Glenohumeral stability from concavity-compression: A quantitative analysis. *J Shoulder Elbow Surg.* 1993;2(1):27-35.

Lorke M, Willen M, Lucas K, Beyerbach M, Wefstaedt P, Murua Escobar H, et al. Comparative kinematic gait analysis in young and old Beagle dogs. *J Vet Sci.* 2017.

Maddox TW, May C, Keeley BJ, McConnell JF. Comparison between shoulder computed tomography and clinical findings in 89 dogs presented for thoracic limb lameness. *Vet Radiol Ultrasound.* 2013;54(4):358-364.

Mai M. Funktionell-anatomische Untersuchungen an den Articulationes membri thoracici von Deutschem Schäferhund, Dobermann, Deutscher Dogge, Rauhaar-und Langhaarteckel 1995.

Mansson J, Norberg I. Dysplasia of the hip in dogs: hormonally induced flaccidity of the ligaments followed by dysplasia of the acetabulum, in puppies. *J Small Anim Pract.* 1965;6:121-126.

Marcellin-Little DJ, Levine D, Canapp SO. The canine shoulder: Selected disorders and their management with physical therapy. *Clin Tech Small Anim Pract.* 2007;22(4):171-182.

Matsen FA, 3rd, Harryman DT, 2nd, Sidles JA. Mechanics of glenohumeral instability. *Clin Sports Med.* 1991;10(4):783-788.

McLaughlin RM. Kinetic and kinematic gait analysis in dogs. *Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract..* 2001;31(1):193-201.

Mow V, Setton L, Guilak F, Ratcliffe A. Mechanical factors in articular cartilage and their role in osteoarthritis. *Osteoarthr. Cartil.* 1995:147-171.

Nickel R, Schummer A, Seiferle E. Lehrbuch der Anatomie der Haustiere: Bewegungsapparat, vol. 1. Parey bei MVS, Stuttgart. 2001:102-108.

- Ostgaard SE, Gottlieb L, ToksvigLarsen S, Lebech A, Talbot A, Lund B. Roentgen stereophotogrammetric analysis using computer-based image-analysis. J Biomech. 1997;30(9):993-995.
- Owen M, Richards J, Clements D, Drew S, Bennett D, Carmichael S. Kinematics of the elbow and stifle joints in greyhounds during treadmill trotting—An investigation of familiarisation. Vet Comp Orthop Traumatol. 2004;17(3):141.
- P. K. Scherrer BMHaDCVS. Determining the In-Vivo Areas of Contact in the Canine Shoulder. J Biomech Eng. 1979;101(4):271-278.
- Putz R, Pabst R. Obere Extremität. In: R. Putz und R. Pabst (Hrsg.), Sobotta: Atlas der Anatomie des Menschen, Band 1: Kopf, Hals, Obere Extremität. 22. Auflage: Verlag: Urban & Fischer, München, Jena. 2005:164-165, 184.
- Rauscher T. Metrische Untersuchungen an den Gelenken und Muskeln der Schultergliedmaße bei zwei Hunderassen: ein Vergleich zwischen Dackel (Teckel, Dachshund) und Deutschem Schäferhund: [Dissertation med. vet.] München: Ludwig-Maximilians-Universität München; 1986.
- RISER WH, SHIRER JF. Hip dysplasia: coxafemoral abnormalities in neonatal German Shepherd dogs. J Small Anim Pract. 1966;7(1):7-12.
- Rohwedder T. Fluoroskopische Untersuchung zur dreidimensionalen Ellbogengelenkk kinematik bei gesunden sowie dysplastischen Hunden in vivo 2015.
- Schaefer S, DeCamp C, Hauptman J, Walton A. Kinematic gait analysis of hind limb symmetry in dogs at the trot. Am. J. Vet. Res. 1998;59(6):680-685.
- Schwencke M, Smolders LA, Bergknut N, Gustas P, Meij BP, Hazewinkel HA. Soft tissue artifact in canine kinematic gait analysis. Vet Surg. 2012;41(7):829-837.
- Selvik G. Roentgen stereophotogrammetry: A method for the study of the kinematics of the skeletal system. 1974.
- Sidaway BK, McLaughlin RM, Elder SH, Boyle CR, Silverman EB. Role of the tendons of the biceps brachii and infraspinatus muscles and the medial glenohumeral ligament in the maintenance of passive shoulder joint stability in dogs. 2004.
- Smith WR. The Muscular Mechanism of Walking. J Anat Physiol. 1891;25(Pt 4):566-570.

Solomonow M, Guanche C, Wink C, Knatt T, Baratta RV, Lu Y. Mechanoreceptors and reflex arc in the feline shoulder. *J Shoulder Elbow Surg.* 1996;5(2 Pt 1):139-146.

Stewart D. The effect of the complete removal of muscles on the gait of the rabbit. *J. Anat.* 1939;73(Pt 4):617-625.

Stewart D. Variations from Normal Gait after Muscle Section in Rabbits. *J. Anat.* 1937;72(Pt 1):101-108.

Tashman S, Anderst W. In-vivo measurement of dynamic joint motion using high speed biplane radiography and CT: Application to canine ACL deficiency. *J Biomech Eng.* 2003;125(2):238-245.

Tobias KM, Johnston SA. *Veterinary Surgery: Small Animal: 2-Volume Set: Elsevier Health Sciences*; 2013.

Torres BT, Moëns NM, Al-Nadaf S, Reynolds LR, Fu Y-C, Budsberg SC. Comparison of overground and treadmill-based gaits of dogs. *Am. J. Vet. Res.* 2013;74(4):535-541.

Trevisi M. Use of roentgen-photogrammetry in the study of joint mechanics.(General considerations, radiological technic and method of calculation used to determine the position of the axis of a given bone in space). *La Chirurgia degli organi di movimento.* 1963;51:308.

Vasseur P, Moore D, Brown S. Stability of the canine shoulder joint: an in vitro analysis. *Am. J. Vet. Res.* 1982;43(2):352-355.

Voss K, Galeandro L, Wiestner T, Haessig M, Montavon PM. Relationships of body weight, body size, subject velocity, and vertical ground reaction forces in trotting dogs. *Vet Surg.* 2010;39(7):863-869.

Wang J, Blackburn TJ. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: X-ray Image Intensifiers for Fluoroscopy 1. *Radiographics.* 2000;20(5):1471-1477.

Watson C, Rochat M, Payton M. Effect of weight bearing on the joint angles of the fore-and hind limb of the dog. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2003;16(4):250.

Wildau J. *3D-Analyse der Kinematik des Hundes* 2015.

Winter DA. A new definition of mechanical work done in human movement. *J. Appl. Physiol.* 1979;46(1):79-83.

Danksagung

An erster Stelle möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Gerhard Oechtering für die Möglichkeit der Anfertigung der Dissertation an der Klinik für Kleintiere der Universität Leipzig bedanken.

Mein besonderer Dank geht an meinen Betreuer Prof. Dr. Peter Böttcher für die Überlassung des Themas, die kompetente fachliche Betreuung, die wertvollen Ratschläge und die Hilfsbereitschaft.

Ein weiterer großer Dank geht an die Mitarbeiterinnen und Mitarbeiter der Klinik für Kleintiere der Universität Leipzig, insbesondere an alle Mitarbeiter der chirurgischen, radiologischen und anästhesiologischen Abteilung für die freundliche und angenehme Unterstützung.

Besonders herzlich danke ich meiner Familie, vor allem meinen Eltern, Britta Fischer und meinem Bruder, die mir immer geduldig und hilfreich zur Seite standen.